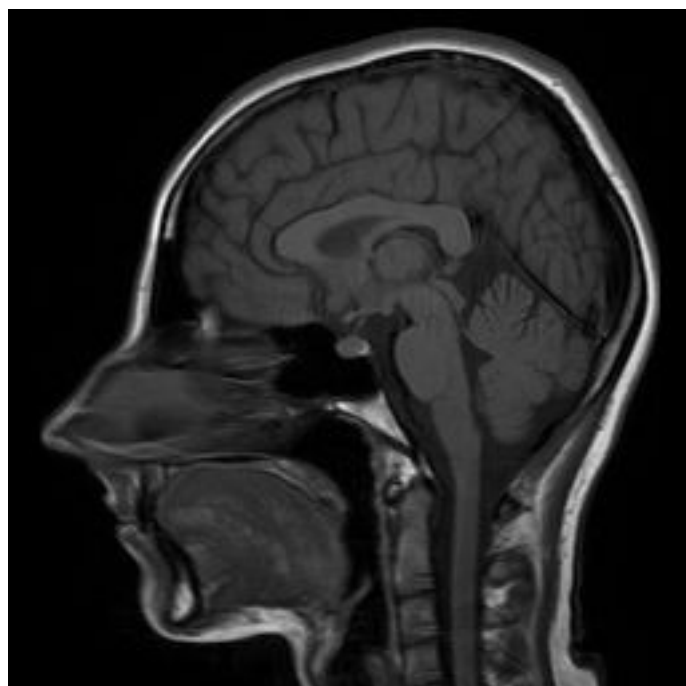


Hana Škutová

**Akustický komfort MRI modalit a možnosti
jeho zlepšení**

Acoustic Comfort in MRI Scanners and Possibilities of Its Improve-
ment

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Akustický komfort MRI modalit a možnosti
jeho zlepšení**

Acoustic Comfort in MRI Scanners and Possibilities of Its Improve-
ment

Zadání bakalářské práce

Student:

Hana Škutová

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

Akustický komfort MRI modalit a možnosti jeho zlepšení
Acoustic Comfort in MRI Scanners and Possibilities of its Improvement

Zásady pro vypracování:

1. Úvod a fundamentální principy zobrazování pomocí magnetické rezonance (MRI).
2. Rešerše a zhodnocení aktuálního stavu hlukové zátěže při standardních MRI vyšetřeních.
3. Návrh a realizace měření hluku u vybraných sekvencí MRI vyšetření.
4. Zpracování, analýza a vyhodnocení výsledků měření.
5. Konfrontace naměřených hodnot s parametry udávanými výrobcem.
6. Návrh opatření zlepšujících akustický komfort MRI vyšetření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] BROWN, Mark A. and Richard C. SEMELKA. *MRI: basic principles and applications*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley-Blackwell/John Wiley, c2010, xiii, 264 p. ISBN 978-0-470-50098-9.
- [2] JONES, Derek K., ed. *Diffusion MRI: theory, methods, and application*. New York: Oxford University Press, 2010, xvi, 767 p. ISBN 978-0-19-536977-9.
- [3] WEISHAUPT, Dominik, Victor D. KOECHLI and Borut, MARCINEK. *How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2006. ISBN 978-3-540-37845-7.
- [4] ČSN EN ISO 80000-8: *Veličiny a jednotky - Část 8: Akustika*. Praha: Český normalizační institut, 2008. 20s. Třídící znak 01 1300.
- [5] MCJURY, M. J. Acoustic noise levels generated during high field MR imaging. *Clinical Radiology*. 1995, vol. 50, issue 5, s. 331-334. DOI: 10.1016/S0009-9260(05)83427-0. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0009926005834270>
- [6] CHO, Z.H., S.H. PARK, J.H. KIM, S.C. CHUNG, S.T. CHUNG, J.Y. CHUNG, C.W. MOON, J.H. YI, C.H. SIN and E.K. WONG. Analysis of acoustic noise in MRI. *Magnetic Resonance Imaging*. 1997, vol. 15, issue 7, s. 815-822. DOI: 10.1016/S0730-725X(97)00090-8. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0730725X97000908>

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014



doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 6.5.2014

Podpis: 

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucí mé bakalářské práce paní Ing. Ivetě Bryjové, konzultantům panu RNDr. Stanislavu Hledíkovi, Ph.D. a MUDr. Michalu Kodajovi za odborné vedení, cenné rady, pomoc při vypracování, za ochotu a vstřícnost, kteří svými informacemi dopomohli ke vzniku této práce. Dále děkuji Oddělení intervenční radiologie Nemocnice Podlesí a. s. v Třinci za poskytnutí zázemí pro tvorbu praktické části této práce.

Abstrakt

Bakalářská práce „Akustický komfort MRI modalit a možnosti jeho zlepšení“ zpracovává problematiku hluku generovaného MRI modalitami při vyšetření. Popisuje fyzikální principy zobrazování pomocí magnetické rezonance, specifikuje zdroje vydávaného hluku a věnuje se základům akustiky. Práce se dále věnuje hygienickým limitům hluku na pracovišti a maximální možné délce expozice vyšetřovaného pacienta při dané hladině akustického tlaku. Práce si klade za cíl změřit hladinu akustického tlaku vybraných vyšetřovacích sekvencí, zpracovat naměřená data a srovnat je s limity udávanými výrobcem. Na základě naměřených dat jsou navrženy možnosti na zlepšení akustického komfortu při vyšetření magnetickou rezonancí.

Abstract

Bachelor thesis „Acoustic Comfort in MRI Scanners and Possibilities of Its Improvement“ processes the acoustic noise generated by MRI scanners during the examination. It describes the physical principles of magnetic resonance imaging, specifies sources of generating acoustic noise and is devoted to the basics of acoustic. Next, the thesis contains hygienic limits for acoustic noise on workplace and maximum possible exposition to the particular acoustic noise levels. The objective of the thesis is acoustic noise level measurement, processing of measured data and their comparison with the data specified by manufacturer. Based on the measured data, possibilities of acoustic comfort improvement during the examination by magnetic resonance are designed.

Klíčová slova

MRI/NMR, Lorentzova síla, gradient, RF pulsy, hluk, akustický signál, hladina akustického tlaku,

Key words

MRI/NMR, Lorentz's force, gradient, RF pulses, noise, acoustic signal, sound pressure level

Seznam použitých symbolů a zkratek

MR	Magnetická rezonance (Magnetic Resonance)
MRI	Zobrazování magnetickou rezonancí (Magnetic Resonance Imaging)
NMR	Nukleární magnetická rezonance (Nuclear Magnetic Resonance)
CT	Počítačová tomografie (Computed Tomography)
RTG	Rentgenové záření
IZ	Ionizující záření
RF	Radiofrekvenční (Radiofrequency)
FID	Volně indukovaný (Free Induction Decay)
T1	Čas spin-mřížkové relaxace
T2	Čas spin-spinové relaxace
ppm	Parts per milion
FOV	Zobrazovaná oblast (Field Of View)
TE	Čas echa (Time to Echo)
TI	Čas inverze (Time to Inversion)
SE	Spin-echo
TSE	Turbo Spin-echo
FSE	Fast Spin-echo
IR	Inversion Recovery
STIR	Short T1 Inversion Recovery
FLAIR	Fluid attenuated Inversion Recovery
GRE	Gradient-echo
FGRE	Fast Gradient Echo
SNR	Signal to Noise Ratio

SPL	Hladina akustického tlaku (Sound Pressure Level)
ANC	Aktivní redukce hluku (Active Noise Control)
QF	„Tišící“ faktor (Quietness Factor)

Obsah

Seznam obrázků	xiii
Seznam tabulek	xv
Úvod	1

Teoretická část

Kapitola 1 Fundamentální principy zobrazování pomocí magnetické rezonance	3
1.1. Nukleární magnetická rezonance (NMR)	3
1.1.1. Princip NMR	3
T1 a T2 relaxace	6
1.2. Konstrukce MRI zařízení	8
1.2.1. Magnetické systémy MR	9
Permanentní magnet	10
Rezistivní elektromagnet	10
Supravodivý magnet	10
1.2.2. Gradientní systém	11
1.2.3. Radiofrekvenční vysílací systém	12
1.2.4. Radiofrekvenční přijímací systém	13
1.2.5. Radiofrekvenční a magnetické stínění	13
1.2.6. Pacientské cívky	13
1.2.7. Počítačový systém	14
1.3. Základní vyšetřovací sekvence	14
1.3.1. Spin-Echo (SE) sekvence	15
1.3.2. Inversion-Recovery (IR) sekvence	16
1.3.3. STIR Sekvence	16
1.3.4. FLAIR sekvence	17
1.3.5. Gradient Echo (GRE) Sekvence	17
Kapitola 2 Rešerše a zhodnocení současného stavu hluku při MRI vyšetření	18
2.1. Zvuk	18
2.1.1. Frekvence a perioda	19
2.1.2. Vlnová délka	19
2.1.3. Akustická výchylka	20
2.1.4. Akustická rychlost	20
2.1.5. Akustická energie	20
2.1.6. Akustický výkon	20
2.1.7. Akustický tlak	20
2.1.8. Hladina akustického tlaku	21
2.1.9. Intenzita zvuku	21
2.1.10. Hladina intenzity (hlasitost) zvuku	21
2.2. Hluk	22
2.2.1. Účinky hluku na člověka	22
2.2.2. Metody boje proti hluku	23
2.2.3. Nařízení vlády č.272/2011 Sb. „o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací“	24

2.2.4.	Aktuální stav hlukové zátěže při MRI vyšetřeních	24
--------	--	----

Praktická část

Kapitola 3	Návrh a realizace měření hluku u vybraných sekvencí MRI vyšetření	27
3.1.	Měřicí aparatura.....	27
3.1.1.	Hlukoměr Greisinger GSH 8922.....	28
3.2.	Magnetická rezonance Phillips Achieva 1.5T DUAL NOVA	30
Kapitola 4	Zpracování, analýza a vyhodnocení výsledků měření.	31
4.1.	Survey	31
4.2.	Ref SNV 16	32
4.3.	Ref Spine	34
4.4.	T1W SE	36
4.5.	T1W TSE.....	37
4.6.	T2W TSE.....	38
4.7.	T2W DRIVE.....	41
4.8.	T2W TRA.....	44
4.9.	T2W FLAIR	45
4.10.	T2W SPAIR.....	46
4.11.	STIR long TE	47
4.12.	mFFE	50
4.13.	DW TRA.....	51
4.14.	3slice KT bTfE	52
4.15.	PDW aTSE.....	53
4.16.	PDW mSPIR	54
4.17.	PDW SPAIR	56
4.18.	Shrnutí výsledků.....	57
Kapitola 5	Konfrontace naměřených hodnot s parametry udávanými výrobcem	59
5.1.	Konfrontace s výrobcem	59
5.2.	Konfrontace s odbornými publikacemi	60
Kapitola 6	Návrh opatření zlepšujících akustický komfort MRI vyšetření	62
6.1.	Pasivní redukce hluku	62
6.2.	„Tiché“ MRI sekvence.....	63
6.3.	Aktivní redukce hluku.....	63
6.4.	„Tiché“ gradientní cívky	64
6.5.	Metoda pasivních cívek	65
6.6.	Srovnání uvedených metod	65
Závěr	67
Použitá literatura	68

Seznam obrázků

Kapitola 1

Obr. 1. 1: Model precesního pohybu protonu.....	5
Obr. 1. 2: Průběh spin-mřížkové relaxace, relaxační čas T1.....	7
Obr. 1. 3: Průběh spin-spinové relaxace, relaxační čas T2.....	7
Obr. 1. 4: Základní komponenty MRI zařízení.....	9
Obr. 1. 5: Průřez MRI skenerem.....	11
Obr. 1. 6: Pacientské cívky, hlavová (vlevo), kolenní (vpravo).....	14

Kapitola 2

Obr. 2.1: Šíření zvuku pomocí vlnoploch.....	19
--	----

Kapitola 3

Obr. 3.1: Měřicí aparatura	28
Obr. 3.2: Hlukoměr Greisinger GSH 8922.....	29
Obr. 3.3: Prostředí programu GSOF 8922.	29

Kapitola 4

Obr. 4. 1: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence Survey.....	31
Obr. 4. 2: Histogramy hladiny akustického tlaku, Survey.....	32
Obr. 4. 3: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence Ref SNV 16.....	33
Obr. 4. 4: Histogramy hladiny akustického tlaku, Ref SNV 16.....	34
Obr. 4. 5: Graf závislosti Lp na čase, sekvence Ref Spine.....	35
Obr. 4. 6: Histogram hladiny akustického tlaku, Ref Spine.....	35
Obr. 4. 7: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T1W SE.....	36
Obr. 4. 8: Histogramy akustického tlaku, T1W SE.....	36
Obr. 4. 9: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T1W TSE.....	37
Obr. 4. 10: Histogramy hladiny akustického tlaku, T1W TSE.....	38
Obr. 4. 11: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T2W TSE.....	40
Obr. 4. 12: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W TSE.....	41
Obr. 4. 13: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T2W DRIVE.....	42
Obr. 4. 14: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W DRIVE.....	43
Obr. 4. 15: Graf závislosti Lp na čase, sekvence T2W TRA.....	44
Obr. 4. 16: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W TRA.....	45
Obr. 4. 17: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T2 FLAIR.....	46
Obr. 4. 18: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2 FLAIR.....	46
Obr. 4. 19: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T2W SPAIR.....	47
Obr. 4. 20: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W SPAIR.....	47
Obr. 4. 21: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence STIR long TE.....	48
Obr. 4. 22: Histogramy hladiny akustického tlaku, STIR long TE.....	50
Obr. 4. 23: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence mFFE.....	50
Obr. 4. 24: Histogramy hladiny akustického tlaku, mFFE.....	51
Obr. 4. 25: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence DW TRA.....	51
Obr. 4. 26: Histogramy hladiny akustického tlaku, DW TRA.....	52
Obr. 4. 27: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence 3 slice KT bTFE.....	52
Obr. 4. 28: Histogram hladiny akustického tlaku, 3 slice KT bTFE.....	53
Obr. 4. 29: Grafy závislosti Lp na čase, PDW aTSE.....	54

Obr. 4. 30: Histogramy hladiny akustického tlaku, PDW a TSE.....	54
Obr. 4. 31: Graf závislosti L_p na čase, sekvence PDW mSPIR.....	55
Obr. 4. 32: Histogram hladiny akustického tlaku, PDW mSPIR.....	55
Obr. 4. 33: Graf závislosti L_p na čase, sekvence PDW SPAIR.....	56
Obr. 4. 34: Histogram hladiny akustického tlaku, PDW SPAIR.....	57

Kapitola 5

Obr. 5. 1: Vyšetřovací software s uvedenou hodnotou SPL.....	60
--	----

Kapitola 6

Obr. 6. 1: Pasivní ochrana proti hluku.....	63
Obr. 6. 2: Jednoduché blokové schéma ANC zařízení.....	64
Obr. 6. 3: Příklad konstrukce MR zařízení s kompenzací Lorentzových sil.....	65

Seznam tabulek

Kapitola 1

Tabulka 1. 1: Gyromagnetické poměry a chemické charakteristiky některých izotopů relevantních pro medicínské účely.....	6
Tabulka 1. 2.: Relaxační časy T1 a T2 pro různé typy orgánů.....	8
Tabulka 1. 3: Rozdělení hlavních magnetů MRI zařízení podle velikosti magnetické indukce.....	10

Kapitola 2

Tabulka 2. 1: Účinky hluku na sluchové ústrojí člověka..	23
--	----

Kapitola 4

Tabulka 4. 1: Sekvence Survey hodnoty.....	31
Tabulka 4. 2: Sekvence Ref SNV 16 hodnoty.....	32
Tabulka 4. 3: Sekvence Ref Spine hodnoty.....	34
Tabulka 4. 4: Sekvence T1W SE hodnoty.....	36
Tabulka 4. 5: Sekvence T1W TSE hodnoty.....	37
Tabulka 4. 6: Sekvence T2W TSE hodnoty.....	38
Tabulka 4. 7: Sekvence T2W DRIVE hodnoty.....	41
Tabulka 4. 8: Sekvence T2W TRA hodnoty.....	44
Tabulka 4. 9: Sekvence T2W FLAIR hodnoty.....	45
Tabulka 4. 10: Sekvence T2W SPAIR hodnoty.....	46
Tabulka 4. 11: Sekvence STIR long TE hodnoty.....	47
Tabulka 4. 12: Sekvence mFFE hodnoty.....	50
Tabulka 4. 13: Sekvence DW TRA hodnoty.....	51
Tabulka 4. 14: Sekvence KT bTFE hodnoty.....	52
Tabulka 4. 15: Sekvence PDW aTSE hodnoty.....	53
Tabulka 4. 16: Sekvence PDW mSPIR hodnoty.....	54
Tabulka 4. 17: Sekvence PDW SPAIR hodnoty.....	56
Tabulka 4. 18: Výsledky analýzy dat.....	58

Kapitola 5

Tabulka 5. 1: Hodnoty parametru SPL pro vybrané MRI sekvence.....	59
Tabulka 5. 2: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [22].	60
Tabulka 5. 3: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [23].	61
Tabulka 5. 4: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [24].	61

Kapitola 6

Tabulka 6. 1: Srovnání útlumu L_p metodami redukce hluku.....	66
---	----

Úvod

Již od konce 70. let minulého století představuje MRI (Magnetic Resonance Imaging) metodu umožňující mapování struktur měkkých, a v menší míře také tvrdých, tkání lidského organismu. Tato zobrazovací metoda je v dnešní době stavěna do popředí jak v klinické praxi, tak v oblasti výzkumu, a to zejména proto, že na rozdíl od výpočetní tomografie (CT – Computed Tomography) nebo vyšetření rentgenovým zářením (RTG) nevystavuje pacienta škodlivému ionizujícímu záření (IZ). Nicméně navzdory všem přednostem, které MRI nabízí, je každé skenování pomocí MRI doprovázeno akustickým hlukem, jehož hodnoty dosahují při určitých snímacích sekvencích až limitních zdravotnických norem. S ohledem k tomuto faktu může být vyšetření MRI pro celou řadu pacientů velmi stresujícím a nekomfortním zážitkem. Zejména exponovanou skupinou pacientů jsou lidé s klaustrofobií a děti.

Problematika akustického hluku zařízení MRI se proto stává jednou ze zásadních otázek odborných studií a vědeckých publikací. V současnosti již existuje několik vědeckých koncepcí aktivních i pasivních akustických redukcí, které se snaží o zlepšení komfortu při MRI vyšetření. Některé z nich budou v této bakalářské práci detailněji rozebrány.

Cílem této bakalářské práce je především navrhnout a zrealizovat měření hluku u vybraných sekvencí MRI vyšetření, ze kterých naměřené hodnoty poslouží po následném zpracování ke konfrontaci s hladinami akustického tlaku udávanými výrobcem. Bakalářská práce je rozdělena na část A část B. V části A budou vysvětleny základní principy magnetické rezonance a zhodnocen současný stav akustického hluku při MRI vyšetření.

V části B bude navrženo sestavení měřicí aparatury, bude provedeno měření hladiny akustického tlaku u vybraných MRI sekvencí a navrženy možnosti zlepšení akustického komfortu MR modalit.

Teoretická část

Kapitola 1

Fundamentální principy zobrazování pomocí magnetické rezonance

Magnetická rezonance se řadí mezi nejsložitější zobrazovací metody vůbec. Její komplikovanost spočívá ve fascinující souhře fyzikálních a fyzikálně-chemických dějů, které se uplatňují při jevu jaderné magnetické rezonance (NMR – Nuclear Magnetic Resonance) a které vznikají v těle pacienta vlivem interakce jaderných magnetických momentů (typicky jader vodíku) se silným vnějším magnetickým polem (o indukci řádově 1 T) a radiofrekvenčním elektromagnetickým polem. Zdrojem signálu vedoucího k vytvoření MRI snímku je tedy sám pacient. To je důvodem k obavám ohledně potenciálních negativních vlivů magnetické rezonance na člověka. Tyto v současnosti zatím nebyly jednoznačně prokázány, a proto se musí při vyšetřeních přijmout preventivní bezpečnostní opatření. Kontraindikací pro vyšetření MRI se tedy mimo implantovaného kardiostimulátoru¹, či kovových implantátů stává také gravidita do třetího trimestru.

V této kapitole bakalářské práce se budeme zabývat základními principy jaderné magnetické rezonance. Cílem je osvětlit fyzikální procesy vedoucí ke korektnímu snímání organismu pomocí tohoto zařízení, dále seznámení se s přístrojem a jeho jednotlivými částmi tak, abychom se dopátrali k příčinám vydávaného hluku, který budeme dále detailněji rozebírat v následujících kapitolách.

1.1. Nukleární magnetická rezonance (NMR)

Jev nukleární magnetické rezonance (NMR) tvoří neodmyslitelnou součást zobrazování pomocí MRI modalit. Na principu NMR jsou totiž zkonstruovány jejich zobrazovací systémy. Nukleární magnetická rezonance představuje fyzikálně-chemickou metodu, která se zakládá na analýze časové dynamiky magnetických momentů prvků s lichým nukleonovým číslem. V medicíně se nejčastěji jedná o jádra vodíku (${}^1\text{H}$), která se při vystavení silnému magnetickému poli s následnou stimulací RF elektromagnetickým zářením stávají zdrojem radiofrekvenčního vlnění, jehož analýzou lze získat tomografické řezy.

1.1.1. Princip NMR

Základem každého atomového jádra jsou nukleony, tj. protony a neutrony. Nukleony v atomových jádrech jsou „nadány“ vnitřním momentem hybnosti, který nazýváme spin. Můžeme si jej představit poněkud nepřesně jako rotaci, která je nukleonu „vrozená“ a nelze ji od něj oddělit. Spin částice je spojen s vlastním magnetickým momentem – nukleony se chovají jako miniaturní magnety. Magnetické momenty atomových jader se sudým nukleonovým číslem se navzájem kompenzují, částice se tedy vůči svému okolí chovají magneticky inertně. V případě atomových jader s lichým nukleonovým

¹ V současnosti již existují MRI kompatibilní kardiostimulátory.

číslem se protony v jádře rovněž chovají jako magnetické dipóly, nicméně jeden proton zůstává neobsazený, a proto si magnetický moment zachovávají. Již zmíněný vodík obsahuje jeden jediný proton, a proto vykazuje velký magnetický moment. Jelikož se jedná o poměrně hojně zastoupený prvek v lidském organismu (lidské tělo obsahuje 60 % vody), jeho přínos pro zobrazování pomocí MRI je zřejmý. Kromě vodíku patří do lékařsky využívané skupiny prvků s lichým nukleonovým číslem např. uhlík (^{13}C), flór (^{19}F), sodík (^{23}Na) a fosfor (^{31}P). V této bakalářské práci se dále budeme bez újmy na obecnosti zabývat pouze jádry vodíku.

Nepůsobí-li na vodíková jádra žádné vnější magnetické pole, jsou spiny a momenty magnetizace vodíkových jader orientovány nahodile a celkový moment magnetizace tkáně je nulový. Magnetizaci přitom chápeme takto: v prostorové oblasti (voxelu), která je dostatečně malá ve srovnání s detaily, jež chceme zobrazovat, ale natolik velká, že obsahuje statisticky dostatečný počet atomů, vektorově složíme magnetické momenty a výsledek dělíme objemem oblasti. Při nahodilé orientaci magnetických momentů je jejich vektorová suma, a tedy i magnetizace nulová. Ovšem vystavíme-li je silnému magnetickému poli, v souladu s pravidly kvantové mechaniky má smysl hovořit o dvou orientacích spinů, paralelní (shodným směrem jako magnetická indukce B_0 vnějšího magnetického pole) nebo antiparalelní (proti směru magnetické indukce B_0 vnějšího magnetického pole). Protože je antiparalelní stav energeticky náročnější, je tímto směrem orientován menší počet protonů – pro ilustraci se jedná asi o 6 protonů z milionu. Tato nevyváženost mezi oběma stavy způsobuje, že tkáň vykazuje celkový magnetický moment a chová se tak navenek magneticky. Skutečnost, že dochází k takovému rozštěpení energetických hladin, vychází z Boltzmannova faktoru, který má tvar:

$$\frac{N_{\text{antiparalelní}}}{N_{\text{paralelní}}} = \exp \frac{-\Delta E}{kT} \quad (1.1.)$$

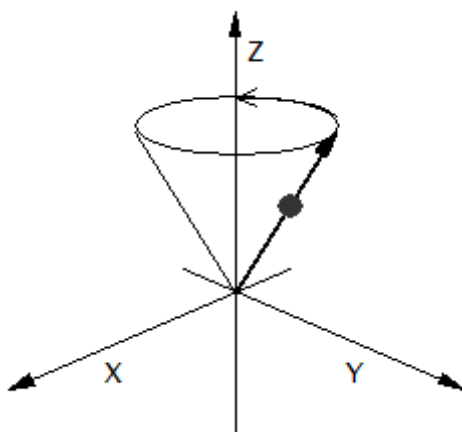
Zjednodušeně, Boltzmannův faktor vyjadřuje relativní pravděpodobnost výskytu stavu s energií E , je-li systém v termodynamické rovnováze při teplotě T . Ve vztahu pro Boltzmannův faktor vyjadřují symboly $N_{\text{antiparalelní}}$ a $N_{\text{paralelní}}$ počet jader v paralelní či antiparalelní orientaci, symbol ΔE rozdíl energetických hladin mezi těmito dvěma stavy jaderných spinů; k se označuje Boltzmannova konstanta, která je rovna $1,38 \cdot 10^{-23} \text{ J K}^{-1}$ a to v závislosti na termodynamické teplotě T . Z tohoto stavu tedy vyplývá, že průběh nukleární magnetické rezonance závisí na teplotě [6].

Zároveň se změnami orientace rotačních os začínají protony konat tzv. precesní pohyb. Tento pohyb si lze představit jako pohyb po plášti pomyslného kužele (viz Obr. 1.1). Precesní pohyb se opakuje s určitou frekvencí, kterou nazýváme Larmorovou frekvencí. Larmorova frekvence závisí na dvou faktorech, na magnetických vlastnostech částice, konkrétně na jejich gyromagnetickém poměru², a na intenzitě vnějšího magnetického pole. Vztah mezi těmito faktory je vyjádřen Larmorovou rovnicí:

² Gyromagnetický poměr – poměr mezi magnetickým momentem a momentem hybnosti částice nebo systému (tělesa)

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (1.2)$$

kde ω_0 je Larmorova frekvence precesního pohybu, γ gyromagnetický poměr [MHz/T] a B_0 magnetická indukce vnějšího magnetického pole. Gyromagnetický poměr vodíkových jader je $\gamma = 42,577$ MHz/T.



Obr. 1. 1: Model precesního pohybu protonu. Zpracováno podle [3]

Vektor celkového magnetického momentu tkáňové magnetizace má totožný směr jako vektor magnetické indukce vnějšího pole, ve směru osy z. Nastává tedy problém, jak zviditelnit vektor tkáňové magnetizace vzhledem k faktu, že vektor magnetické indukce vnějšího pole je podstatně větší. Řešením je změna orientace celkového momentu tkáňové magnetizace v prostoru. Vektor celkové tkáňové magnetizace tedy vychýlíme z roviny z do roviny xy – vytvoření příčného vektoru tkáňové magnetizace M_{xy} . Toho docílíme dodáním energie ve formě elektromagnetických pulsů o stejné frekvenci, jakou vykonávají protony při precesním pohybu (Larmorova frekvence).

To, že jsou Larmorova frekvence a frekvence elektromagnetických pulsů totožné způsobí, že některé paralelně orientované protony přejdou do vysokoenergetického antiparalelního stavu. Tímto přechodem dojde k vyrušení momentu magnetizace odpovídajícího počtu paralelních protonů a změně celkového momentu magnetizace. Pro námi zvolená vodíková jádra platí, že pro např. $B_0 = 1,5\text{T}$ je Larmorova frekvence rovna 63,875 MHz. Takto vysoká frekvence odpovídá frekvenci radiových vln (RF pulsy).

Prvek	Kompozice jádra		Jaderný spin	Gyromagnetický poměr (MHzT ⁻¹)	Procentuální výskyt	ω při B ₀ =1,5 T (MHz)
	Počet protonů	Počet neutronů				
¹ H	1	0	1/2	42,577	99,985	63,865
³ He	2	1	1/2	6,539	0,000138	9,804
⁷ Li	3	4	3/2	16,548	92,5	24,822
¹³ C	6	6	1/2	10,71	98,90	10,12
¹⁴ N	7	7	1	3,078	99,634	4,616
¹⁷ O	8	8	5/2	5,77	99,762	27,345
¹⁹ F	9	10	1/2	40,078	100	60,116
²³ Na	11	12	3/2	11,269	100	16,903
³¹ P	15	16	1/2	17,251	100	25,877

Tabulka 1. 1: Gyromagnetické poměry a chemické charakteristiky některých izotopů relevantních pro medicínské účely. Upraveno podle [7]

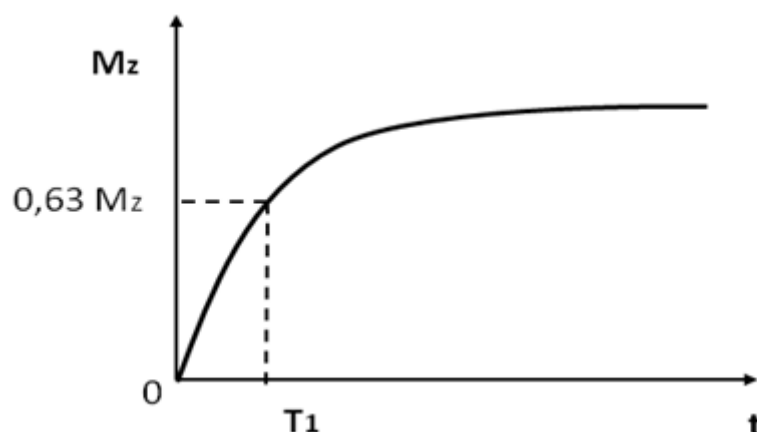
T1 a T2 relaxace

Po skončení elektromagnetických pulsů se energie jaderných spinů snižuje, precesní pohyby zmagetizovaných protonů ztrácejí koherenci a protony se postupně vracejí z excitovaného stavu do původního stabilního stavu v závislosti na dvou na sobě nezávislých procesech. Tyto procesy se nazývají spin-mřížková a spin-spinová relaxace. Při spin-mřížkové relaxaci začne docházet k obnově podélné magnetizace protonu ve směru osy *z*, a zároveň excitované protony začnou odevzdávat získanou energii do okolí (do strukturní mřížky) tak, aby se vrátily do původního stavu. Tato relaxace je rovněž nazývaná T1 relaxace nebo také longitudální (podélná) relaxace. Konstanta T1³ nám při této relaxaci udává dobu, za kterou dojde k obnově velikosti vektoru podélné tkáňové magnetizace (M_z) ve směru osy *z* na 63 % ze svého maxima. Délku trvání spin-mřížkové relaxace silně ovlivňuje velikost vnějšího magnetického pole a vnitřní pohyb molekul zvaný Brownův pohyb⁴. Platí, že čím větší magnetické pole, tím delší T1 relaxace. Průběh obnovy M_z v čase přitom odpovídá exponenciále a lze jej popsat následující rovnicí:

$$M_z(t) = M_0 \cdot \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right) \quad (1.3.)$$

³ Také spin-mřížkový čas. Používanější je ovšem zkrácená podoba T1.

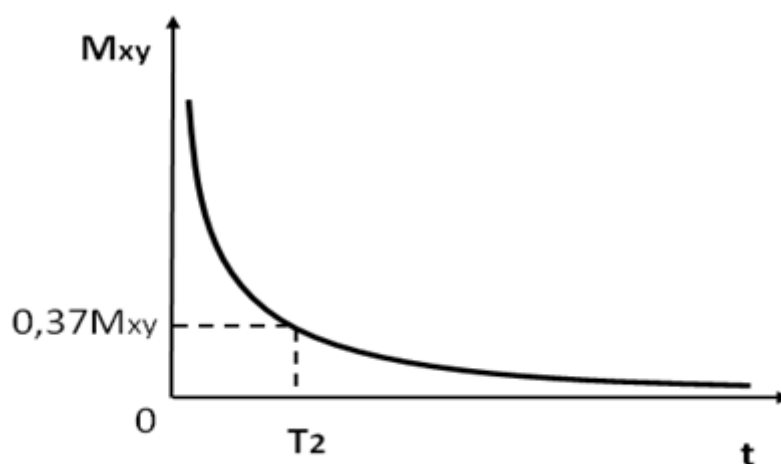
⁴ Brownův pohyb je ustavičný neuspořádaný pohyb mikroskopických částic rozptýlených v kapalném nebo plynném prostředí. Rozměry těchto částic jsou řádově mikrometry.



Obr. 1. 2: Průběh spin-mřížkové relaxace, relaxační čas T_1 . Zpracováno podle [3]

Následně dochází vlivem absence synchronizačního efektu elektromagnetických impulsů ke ztrátě koherence jaderných spinů protonů vodíku, zapříčiněné statickou nehomogenitou magnetického pole – spin-spinová relaxace. V důsledku této ztráty začne exponenciálně v čase zanikat příčná složka vektoru tkáňové magnetizace M_{xy} . Doba, za kterou vektor příčné tkáňové magnetizace poklesne na 37 % své původní velikosti, se označuje jako T_2 příčný relaxační čas⁵. Ten může být obvykle až desetkrát kratší než relaxační čas T_1 . Pro spin-spinovou relaxaci platí:

$$M_{xy} = M_0 \cdot e^{\left(\frac{-t}{T_2}\right)} \quad (1.4.)$$



Obr. 1. 3: Průběh spin-spinové relaxace, relaxační čas T_2 . Zpracováno podle 68

⁵ Rovněž spin-spinový čas.

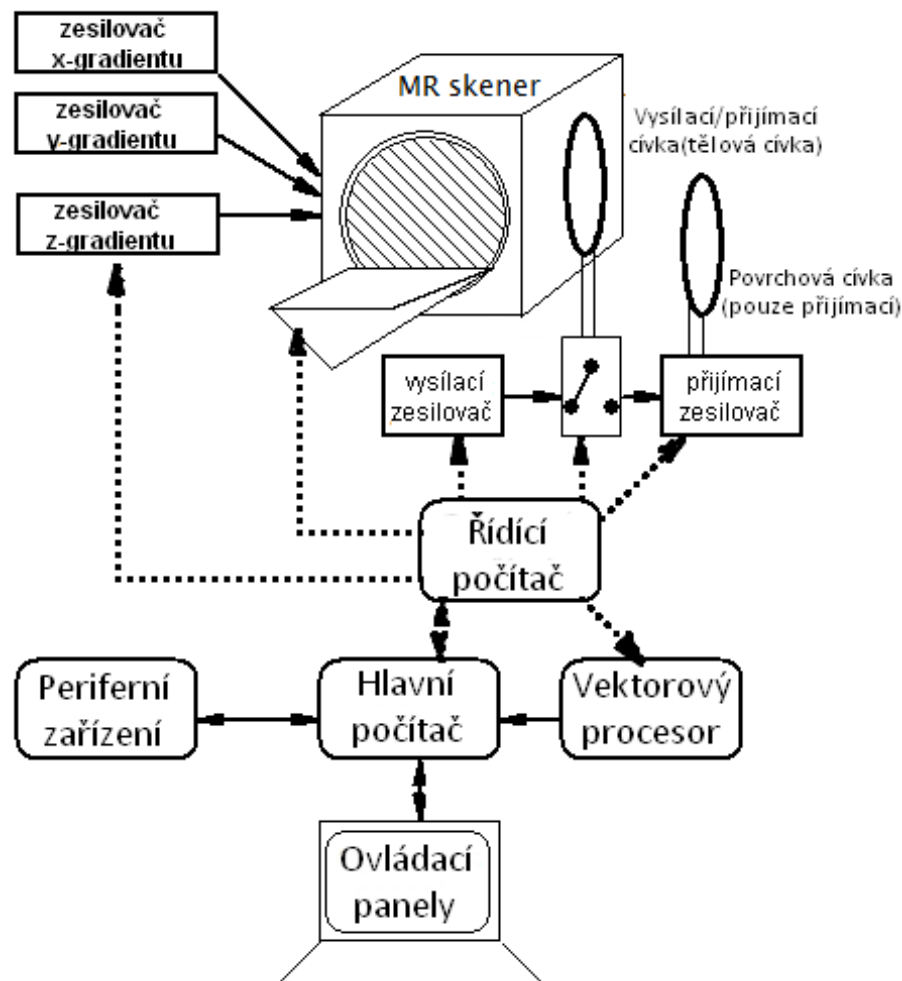
Celková relaxace nastává při současném uplatnění T1 i T2 relaxace. Obě relaxace, T1 i T2, probíhají v pacientovi současně. Nejdříve se ale začne uplatňovat T2 relaxace a později teprve relaxace T1. To je dáno rychlostí jejich průběhu, kdy platí $T1 < T2$, jak je uvedeno výše. Relaxační čas T1 tkání lidského těla se pohybuje v rozmezí od 0,5 sekundy po několik sekund. Relaxační časy T1 a T2 některých orgánů lidského těla jsou znázorněny v Tabulce 1. 1. [4]

Oblast		Podélná relaxační doba		Příčná relaxační doba	
		T1 (ms)		T2 (ms)	
		1,5T	1,0T	0,2 T	
Mozek	Šedá hmota	921	813	495	101
	Bílá hmota	787	683	390	92
	Mozkomíšni mok	3,000	2,500	1,200	1,500
Játra		493	423	229	43
Slezina		782	683	400	62
Slinivka břišní		513	455	283	
Ledviny		652	589	395	58
Svaly		868	732	372	47

Tabulka 1. 2.: Relaxační časy T1 a T2 pro různé typy orgánů. Zpracováno podle [7]

1.2. Konstrukce MRI zařízení

Kromě pochopení základních principů magnetické rezonance je pro vytvoření této bakalářské práce elementární také znalost vnitřní stavby MRI zařízení. Měřicí systémy MRI jsou obvykle sestaveny z magnetického systému, souboru cívek – gradientních, RF přijímacích a vysílacích a patientských. Bazální součást přístroje představuje zdroj silného magnetického pole (základní magnet). Uvnitř hlavního magnetu je uložena gradientní cívka. Ta má za úkol vytvářet gradient magnetické indukce B_0 ve směru osy x, y nebo z. Do gradientní cívky je zabudována (implementována) RF cívka, která produkuje magnetické pole o magnetické indukci B_1 . Podstatou této cívky je vychýlení jaderných spinů v těle pacienta o 90° , 180° nebo o jakýkoliv jiný fázový posun, který nám dovolí pulsní sekvence zařízení. Zároveň slouží jako detektor signálů, které jsou vysílány z těla pacienta během snímacích sekvencí. Zařízení může být dále rozšířeno o tělové, hlavové či méně časté končetinové cívky, které se využívají ke zvýšení kvality obrazu při vyšetření v daných oblastech těla. Jednotlivé komponenty přístrojů magnetické rezonance si postupně detailněji popíšeme v podkapitolách 1.2.1 až 1.2.5. [5]



Obr. 1. 4: Základní komponenty MRI zařízení. Přepracováno podle [10].

1.2.1. Magnetické systémy MR

Hlavní magnet v MRI zařízení plní funkci zdroje statického magnetického pole o magnetické indukci B_0 . Pro správné zobrazování pomocí MRI skeneru jsou kladeny vysoké požadavky na homogenitu a stabilitu tohoto magnetického pole. Homogenitu magnetického pole z části ovlivňuje design magnetu. Nejlepší homogenity ve velkém objemu dosahují magnety se solenoidním designem a velkým otvorem (gantry). Magnety s malým otvorem nebo otevřené magnety v tzv. C konstrukci vzhledem k menšímu počtu magnetických vinutí, inklinují k vytvoření menších oblastí se správnou homogenitou. Homogenita magnetického pole je vyjádřena v jednotkách ppm (parts per million)⁶. Pro ilustraci přísnosti požadavků na homogenitu magnetického pole, tolerované množství nehomogenit v základním magnetickém poli činí 5 ppm (0,0005 %). Další důležitou vlastností magnetického pole pro správné MR zobrazování je velikost jeho magnetické indukce. V medicíně se využívají magnety o velikosti magnetické indukce v rozmezí 0,1–3 T. Podle velikosti magnetické indukce můžeme MRI

⁶ Jedna miliontina celku

skenery rozdělit do několika skupin (viz Tabulka 2). V současnosti rozlišujeme tři typy hlavních magnetů – permanentní, supravodivé a rezistivní. [9][10]

Název	B_0 [T]
Low-field	0,1-0,5
Medium-field	0,5-1,0
High-field	1,0-1,5
Ultra-high-field	3

Tabulka 1. 3: Rozdělení hlavních magnetů MRI zařízení podle velikosti magnetické indukce.

Permanentní magnet

První z možností, jak hlavní magnet vytvořit, je využití permanentního magnetu. Cívku tvoří feromagnetický materiál (slitina feromagnetických kovů), který nevyžaduje elektrický příkon (a žádný jiný externí zdroj energie) ani chlazení a z hlediska pořizovací ceny je nejvýhodnější. Nicméně i přes svou značnou hmotnost je permanentní magnet schopen vygenerovat magnetické pole o magnetické indukci pouhých 0,3 T. K permanentnímu magnetu se rovněž váží komplikace s přepravou MRI zařízení. Magnet totiž nelze vypnout. Vzhledem k menším nákladům spojeným s provozem MRI zařízení s tímto typem hlavního magnetu se tato zařízení uplatňují zejména v soukromých ambulancích, kde se aplikují v diagnostice muskuloskeletálního systému.

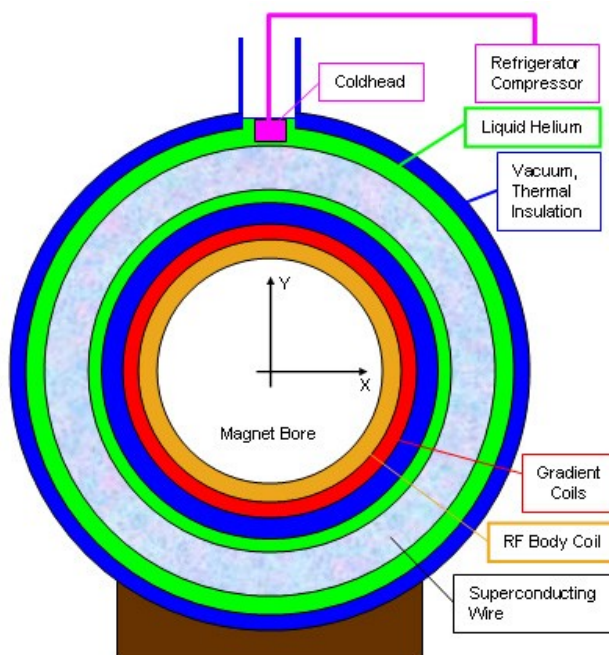
Rezistivní elektromagnet

Druhé, konstrukčně jednoduché, řešení hlavního magnetu je zprostředkováno rezistivními elektromagnety. Běžné cívky rezistivního elektromagnetu se vyrábějí z měděných drátů upravených do různých tvarů. Nejčastěji se využívají v tzv. C otevřené konstrukci MRI. Magnetické pole generují tak, že vinutím elektromagnetu prochází elektrický proud o vysoké intenzitě, který následně v jeho okolí indukuje magnetické pole. Jelikož se při protékání elektrického proudu vinutím jako vedlejší produkt vytváří značné množství tepla, které v důsledku vede k zahřívání elektromagnetu, stává nezbytným bezpečnostním opatřením implementace chladicího systému. Navíc z hlediska provozu vlastního elektromagnetu jsou tato MRI zařízení značně finančně nákladná, což je v závislosti na faktu, že maximální dosažitelná magnetická indukce MRI zařízení s rezistivními elektromagnety činí maximálně 0,5 T poměrně nevýhodným. [1][4][8]

Supravodivý magnet

Nejmodernějším a zároveň nejvyužívanějším typem hlavního magnetu pro MRI zařízení je magnet supravodivý. Cívka supravodivého magnetu je vyrobena ze slitiny niobu a titanu (Nb-Ti), která v případě ochlazení na termodynamickou teplotu blízkou k absolutní nule ztrácí svou rezistivitu. K ochlazení cívky na tak nízkou teplotu se používá nejčastěji 1700 litrů tekutého hélia, uloženého

v Dewarově⁷ nádobě okolo magnetu. Hélium se chladí pomocí kryochladicího kompresoru jehož chladicí hlava je umístěna do ústí Dewarovy nádoby. Jelikož dochází k postupnému odparu tekutého hélia, musí se do chladicího systému pravidelně každé dva roky doplňovat. Vypuštění (únik) hélia z MRI zařízení, tzv. quench, může vzniknout buď samovolně – poruchou magnetu nebo cíleně ovladačem STOP v případě nutnosti⁸. Supravodivý magnet dokáže zprostředkovat magnetické pole o magnetické indukci rovné až 18 T. [5][7][9][10]



Obr. 1. 5: Průřez MRI skenerem, převzato z [5].

1.2.2. Gradientní systém

Systém gradientních cívek je součástí MRI zařízení umožňující prostorové kódování a výběr snímko-
vacích řezů. Sestává ze tří cívek, které produkují přídavné lineární magnetické pole ve směru os x , y
a z . Tato přídavná magnetická pole nám umožňují získat prostorovou informaci o rozložení
a vlastnostech protonů v tkáních tak, že místně narušují základní magnetické pole. Tím vznikají lokál-
ně zjistitelné nehomogenity pole, které lineárně v určitém směru narůstají, např. nejmenší gradient
bude v hlavě pacienta a nejvyšší v jeho nohách. Magnetické pole generované gradientními cívkami je
v porovnání s magnetickým polem hlavního magnetu velmi malé. Naopak elektrický proud dodávaný

⁷ Dewarova nádoba je vakuová nádoba se záměrně netěsnícím víkem nebo bez víka využívaná ke skladování
tekutých plynů. Netěsnící víko je použito záměrně proto, že se tekuté plyny potřebují vypařovat. Jinak by dochá-
zelo k přetlaku v nádobě a nádoba by mohla pod tlakem explodovat.

⁸ Např. v případě, že by se do blízkosti magnetu dostal kovový předmět ohrožující zdraví pacienta (může se stát,
že pacienta k MRI zařízení „přišpendlí“ lehátko), nebo by se hypoteticky do blízkosti magnetu dostal člověk
s kontraindikací.

do gradientních cívek je značný – až několik set ampérů. I přes takto vysoké dodávané proudy však musí být gradientní pole extrémně stabilní, aby se zabránilo deformacím snímku. [1][3][9][10]

Amplituda gradientu není v čase konstantní. Kolísání amplitudy gradientu závisí na velikosti a směru dodávaného elektrického proudu do gradientních cívek. Toto kolísání vede ke vzniku pro MR skenování typického nepříjemného „bouchavého“ zvuku, který označujeme jako akustický hluk. Zdroj akustického hluku, který je předmětem této bakalářské práce, tedy představuje právě gradientní cívka.

Jedním z hlavních kritérií pro hodnocení kvality MRI skeneru možnosti gradientního systému. Výkon gradientu je hodnocen podle několika základních aspektů:

- Maximální gradientní síla.
Měříme ji v jednotkách $\text{mT} \cdot \text{m}^{-1}$. Optimální gradientní síla pro MR skenování je 30–40 $\text{mT} \cdot \text{m}^{-1}$. Takto velká gradientní síla umožňuje skenování tenkých řezů nebo menších zájmových oblastí. Zároveň nemusíme měnit žádné další parametry měření.
- Čas vzestupu.
Časem vzestupu myslíme čas, za který gradient dosáhne své maximální amplitudy. Obvykle dosahuje hodnot v jednotkách *ms* (ideálně 0,2–0,5 ms).
- „Rychlost přeběhu“.
Rychlostí přeběhu rozumíme podíl maximální amplitudy a času vzestupu.
- Pracovní cyklus.
- Kompenzace vířivých proudů.

1.2.3. Radiofrekvenční vysílací systém

Radiofrekvenční (RF) vysílač generuje a přenáší RF pulsy, které slouží k excitaci protonů ve snímaném objemu. Jak již bylo zmíněno v podkapitole 1.1.1., tyto RF pulsy musí mít frekvenci totožnou s Larmorovou frekvencí precedujících protonů, aby došlo ke zviditelnění vektoru tkáňové magnetizace. Samotný vysílač sestává ze čtyř základních částí: frekvenčního syntezátoru, digitální obálky RF frekvencí, vysokovýkonného zesilovače a vysílací vysokofrekvenční cívky popř. antény. [9]

Nosná frekvence a fáze vysílaného RF pulsu vůči excitačnímu pulsu se vytváří ve frekvenčním syntezátoru. Nejčastěji je fáze RF pulsu vzhledem k excitačnímu pulsu 180° , ale např. pro spin-echo sekvenci je fáze mezi RF a excitačním pulsem rovna 90° . Změna fáze se provádí jak modulací nosné frekvence, tak modulací digitální obálky signálu. [9] Digitální obálka RF pulsu definuje frekvenční šířku pásma. Nosná frekvence je modulovaná touto obálkou ještě před zesílením pulsu proto, abychom získali fázově a amplitudově modulovaný puls odpovídající jedné požadované frekvenci. [9]

RF zesilovač následně ze signálu ze syntezátoru vygeneruje tak vysoký výkon, aby byl puls schopen excitovat protony vodíku (2–30 kW). Okamžitý výkon zesilovače požadovaný k natočení protonů z rovnovážné polohy závisí na několika faktorech: na síle magnetického pole, účinnosti vysílací cívky, délce trvání vysílacího pulsu a na požadovaném excitačním úhlu. [9]

Vysílací cívka RF systému zajišťuje přenos RF pulsů. Na vysílací cívky je kladen zásadní požadavek, musí být schopny vytvořit účinné magnetické pole B_1 , které je na hlavní magnetické pole B_0 kolmé (tzn. rovina RF cívek je kolmá k ose základního magnetického pole). [3][9]

1.2.4. Radiofrekvenční přijímací systém

RF přijímací systém slouží k příjmu signálů z excitovaných protonů, které tělo pacienta vysílá po interakci s RF pulsy vysílanými RF vysílacím systémem. Jako přijímače těchto signálů se používají cívky. Tyto cívky mohou být výhradně přijímací nebo může vysílací cívka pracovat zároveň jako cívka přijímací. Každá přijímací cívka je nastavena pro příjem jedné konkrétní frekvence. Ihned po dodání energie pomocí 90° RF pulsů se vlivem překlápění vektoru tkáňové magnetizace z roviny z do roviny xy začne v přijímací cívce indukovat střídavý proud o Larmorově frekvenci ω_0 . Tento signál nazýváme Free Induction Decay (FID), tedy volně indukovaný signál. Dosahuje maximální hodnoty okamžitě po skončení RF vysílacího impulsu a následně exponenciálně klesá. Velikost a tvar přijímací cívky stejně jako filling factor ovlivňuje její citlivost. Filling faktorem je myšleno množství tkáně uvnitř citlivého objemu cívky. Mnohem citlivější jsou cívky menších rozměrů.

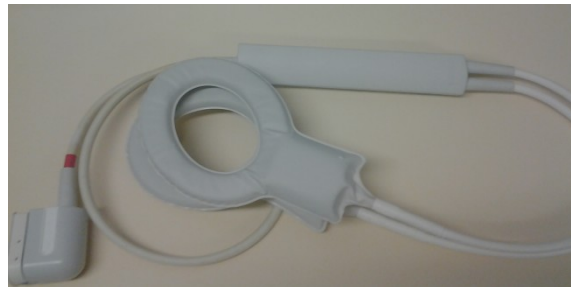
1.2.5. Radiofrekvenční a magnetické stínění

Jelikož je velmi důležitá stabilita mezi RF vysílacím a přijímacím systémem, které obsahují velmi citlivé komponenty, je nutné zamezit interferenci snímaného signálu s externími silami. Toho lze docílit použitím radiofrekvenčního stínění skenovací místnosti. Stabilita RF systému je zásadní proto, že frekvence i fáze přijímaného signálu jsou potřebné pro prostorové kódování. Pokud by došlo k interferenci vysílaného nebo přijímaného signálu s externími silami, signál by se zkreslil, což by vedlo např. k rozmazání snímku. V případě, že by byl MR signál příliš slabý mohlo by se bez RF stínění stát, že místo požadovaného signálu bychom přijímali pouze šum. Aby nedocházelo k těmto artefaktům, uloží se magnet do Faradayovy klece⁹. [10]

1.2.6. Pacientské cívky

Pacientské cívky slouží při MR skenování ke zlepšení kvality výsledných snímků dané zobrazované oblasti. Před vyšetřením se přikládají kolem vyšetřované oblasti např. hlavy, hrudníku nebo kolene.

⁹ Faradayovu klec můžeme popsat jako uzavřenou plochu tvořenou vodivým materiálem (např. plech, hliník, měď), kdy elektrický náboj vzniká pouze na jejím povrchu. Uvnitř vodiče poté nepůsobí žádné elektromagnetické ani elektrické pole. Nejčastějším využitím Faradayovy je ochrana osob či zařízení před nežádoucím elektromagnetickým polem. [11]



Obr. 1. 6: Pacientské cívky, hlavová (vlevo), kolenní (vpravo). [Zdroj: vlastní]

1.2.7. Počítačový systém

MRI systém obsahuje nejméně dva počítače. Hlavní počítač slouží k ovládání rozhraní uživatelského softwaru (ovládání funkcí MR skeneru, skenovacích parametrů, zobrazování a přehrávání snímků a postprocessing). Druhý počítač plní funkci image procesoru – zpracovává snímaná data a provádí Fourierovu transformaci signálu. Někdy, pracujeme-li s postprocessingem náročným na zpracování, připojují se k němu další doplňkové image procesory. Hlavní počítač by měl mít k dispozici alespoň jeden harddisk pro krátkodobé ukládání patientských snímků. Zároveň jsou k němu připojeny ovládací panely (monitory, klávesnice, myš) pro zobrazování, manipulaci se snímky. Další doplňkové konsole mohou zprostředkovat prohlížení a postprocessing snímků. Druhý počítač používá harddisk pro ukládání nezpracovaných dat snímaných skenerem, které je následně schopen zpracovat Fourierovou transformací s rychlostí výpočtu matice dat o velikosti 256×256 za přibližně 50 ms. [9]

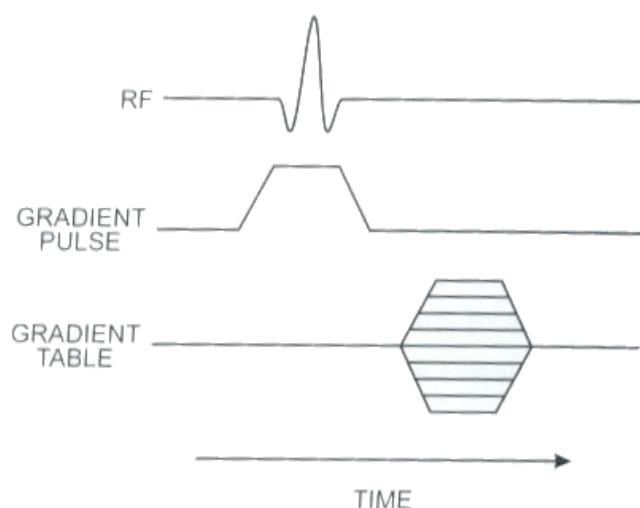
1.3. Základní vyšetřovací sekvence

MR snímky jsou získávány pomocí pulzních sekvencí. Tato měřicí technika obsahuje hardwarové instrukce (RF pulsy, gradientní pulsy, časování) nezbytné k získání dat požadovaným způsobem. K vytvoření pulzní sekvence je zapotřebí několika kroků:

- Excitace cílové oblasti: zapnutím gradientu zajišťujícího výběr snímků, dodáním excitačního (RF) pulzu a vypnutím gradientu.
- Fázové kódování: opakované zapínání gradientu, vždy s rozdílnou silou tak, aby došlo k požadovanému počtu fázových posunů.
- Vytvoření echo nebo MR signálu.
- Sběr dat.

Pulzní sekvence lze srovnávat prostřednictvím časových diagramů, které reprezentují jednotlivé základní kroky prováděné různými hardwarovými komponenty. Každý časový diagram sleduje mini-

málně čtyři parametry. Horizontální osa znázorňuje průběh pulzní sekvence v čase. Aktivita sledovaných hardwarových komponentů se projevuje odchylkou od základní hodnoty. Příklad časového diagramu pro pulzní sekvenci znázorňuje Obr. 1. 7. [9][10]

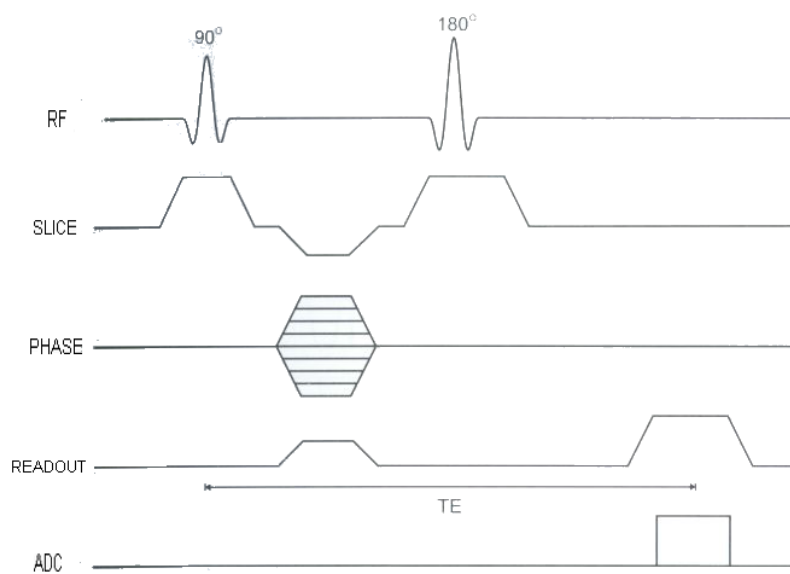


Obr. 1.7: Jednoduchý časový diagram. Převzato z [9]

Pulzní sekvence pro vyšetření a její parametry (repetition time – TR, Field of View – FOV,...) volí operátor přímo nebo vybírá proměnné ze šablon poskytnutých výrobcem (např. vztah mezi RF pulzy a gradienty). Stejně sekvence mohou být různými výrobci různě pojmenovávány. Nejčastěji se k pojmenování sekvencí využívá akronym (např. FOV, TR, TE, ...)

1.3.1. Spin-Echo (SE) sekvence

Spin-echová sekvence je běžně používanou pulzní sekvencí při MR zobrazování. Je tvořena alespoň dvěma RF pulzy, s fázemi 90° a 180° od sebe vzdálených o čas t , a také excitačními pulzy. Účelem těchto RF pulzů je refokusace spinové magnetizace. Po prvním excitačním pulzu začne docházet v důsledku působení relaxace T2 k zániku NMR signálu vlivem relaxace a nehomogenity tkáně. Nehomogenita tkáně způsobí, že dojde k rozfázování spinů. To lze napravit pomocí 180° RF pulsu, který invertuje vektory magnetizace. Klíčovou úlohu SE sekvence tedy hraje 180° pulz, který otočí vektory magnetizace tak, že se pomalejší spiny dostanou před rychlejší. Rychlejší spiny postupně začnou dohánět spiny pomalejší a v druhé polovině TE (Time Echo = čas echa; čas od amplitudy 90° excitačního pulzu do amplitudy echo signálu) jsou momenty magnetizace všech spinů opět ve fázi. V tento okamžik dojde k vytvoření echo signálu. [10] Eliminací nehomogenit statického magnetického pole se SE sekvence vyznačuje velmi kvalitními snímky. Naproti tomu dlouhý skenovací čas SE sekvence zvyšuje riziko vzniku pohybových artefaktů.



Obr. 1.8: Časový diagram SE sekvence. Přepřacováno podle [9]

1.3.2. Inversion-Recovery (IR) sekvence

IR je sekvence, která se typicky používá k zobrazování T1 váženého obrazu (méně často T2 váženého obrazu) nebo k zobrazování s potlačením tuku. Od SE sekvence se liší dodatečným 180° inverzním pulsem, který předchází obvyklý 90° excitační a 180° refokusační pulz běžné SE sekvence. Inverzní pulz převrátí vektor podélné magnetizace z kladného do záporného směru podle osy z. Po doznění inverzního 180° pulzu, nedochází k vytvoření MR signálu, protože se žádný komponent vektoru magnetizace nenachází v příčné rovině. Vektor podélné magnetizace se po ukončení inverzního pulzu vrací zpět do původního směru. Ve chvíli, kdy se objeví relaxace, dodá se 90° excitační pulz. Čas mezi inverzním 180° pulsem a 90° excitačním pulzem nazýváme časem inverze (TI – Time of Inversion). Změny tohoto času ovlivňují kontrast snímků. Čím je čas TI kratší, tím jsou snímky kontrastnější. [10]

1.3.3. STIR Sekvence

STIR (Short T1 Inversion Recovery) sekvence je nejčastěji používanou sekvencí pro získávání snímků s potlačením tuku. Standardní STIR sekvence invertuje podélnou magnetizaci tuku i vody dodáním 180° pulzu, který je následován časem TI. Abychom potlačili vektor magnetizace tuku, regulujeme T1 relaxační čas dodáním 90° excitačního pulzu ve chvíli, kdy vektor podélné magnetizace tuku prochází nulou. Čas T1 se pro potlačení tuku pohybuje okolo 150 ms pro statické magnetické pole o magnetické indukci 1,5 T a 100 ms pro pole o indukci 0,5 T. [10]

1.3.4. FLAIR sekvence

FLAIR (FLuid-Attenuated Inversion Recovery) je IR sekvence, která se od STIR sekvence liší ve velmi dlouhém čase TI (zpravidla kolem 200 ms). S takto dlouhými inverzním čas dochází k téměř úplnému potlačení signálu z mozkomíšního moku a dokonalému zobrazení mozkové tkáně, tumorů a edémů. Uplatnění nachází zejména v detekci lézí se slabým kontrastem okolní mozkové tkáně. FLAIR sekvence patří na rozdíl od STIR mezi FSE (Fast Spin-Echo) sekvence.

1.3.5. GRadient Echo (GRE) Sekvence

Gradient echo sekvence jsou také známy jako gradientem vyvolané echo sekvence nebo vysokorychlostní echo (FFE – Fast Field Echo) sekvence. Echo signál je generován pouze obrácením gradientu. Gradientního echa dosáhneme frekvenčně kódovaným gradientem s negativní polaritou. Tento gradient naruší fázovou koherenci precedujících spinů. Následně se gradient převrátí a spiny se refázují tak, že vznikne gradientní echo. Jelikož není potřeba žádného 180° refokuačního pulzu k vytvoření gradientního echa, lze dosáhnout velmi krátkého opakovacího času TR. Vzhledem ke krátkému TR lze provést vyšetření mnohem rychleji ve srovnání s SE a IR sekvencemi. Vzhledem k rychlosti vyšetření se eliminují také pohybové artefakty. Nevýhodou krátkého TR je skutečnost, že čas pro uskutečnění T1 relaxace je také krátký. To může vést k saturaci hluku a následnému snížení SNR¹⁰ (Signal to Noise Ratio).

¹⁰ SNR (Signal to Noise Ratio) je poměr mezi úrovní požadovaného signálu (FID) a nežádoucího signálu (hluku) při dané vyšetřovací sekvenci. Udává se v dB.

Kapitola 2

Rešerše a zhodnocení současného stavu hluku při MRI vyšetření

Abychom mohli správně zhodnotit stav hluku při MRI vyšetření, musíme znát základní veličiny a vztahy v akustice stejně tak, jako technické normy a požadavky na zdravotnické prostředky. Akustika je vědní obor zabývající se studiem zvuku. Zabývá se fyzikálními ději vedoucími ke vzniku šíření a vnímání zvukového vlnění. Akustika se může na zvukové vlnění specializovat v několika podoborech. Fyzikální akustika zkoumá vznik zvuku, způsoby jeho šíření a jeho vlastnosti. Elektroakustika studuje přeměnu zvuku na elektrický signál a naopak. Fyziologická akustika se zabývá principem funkce sluchového ústrojí, způsobem šíření sluchových vjemů. Bioakustika zkoumá zvukové projevy živočichů.

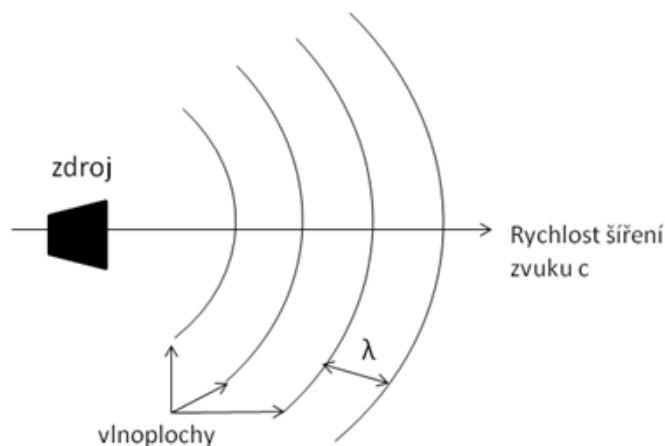
U magnetické rezonance nás bude zajímat elektroakustika a akustika z pohledu jejích účinků na lidský organismus. Dále v této kapitole definujeme pojem hluk, stanovíme jeho účinky na člověka a zmíníme normy pro regulaci hluku na pracovišti a ochranu zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací.

2.1. Zvuk

Jako zvuk označujeme mechanické vlnění, které je charakterizováno parametry pohybu částic pružného prostředí¹¹. Slyšitelný zvuk se pohybuje ve frekvenčním pásmu 20 Hz (v některých odborných literaturách uváděno již 16 Hz) – 20 kHz. Zvuk pod hranicí 20 Hz označujeme jako infrazvuk a zvuk nad 20 kHz jako ultrazvuk. Jelikož by v této bakalářské práci bylo bezpředmětné zabývat se infrazvuky a ultrazvuky, zaměříme se výhradně zvuky ve slyšitelném frekvenčním pásmu. [12][14]

Zdrojem zvuku je kmitání pružných těles, které se přenáší do okolního prostředí pomocí akustického vlnění. Akustická vlna se ve vzduchu šíří konečnou rychlostí $340 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ v tzv. vlnoplochách, které se vyznačují tím, že ve všech svých bodech je v daném časovém okamžiku stejný akustický stav. Postupuje-li toto kmitání v pružném prostředí konstantní rychlostí ve směru osy x , označujeme vzniklé vlnění jako vlnění postupné. Toto postupné vlnění v závislosti na směru kmitání pružného tělesa rozdělujeme na příčné a podélné. Při příčném vlnění kmitá pružné těleso kolmo ke směru šíření akustické vlny, při podélném ve směru šíření akustické vlny. V kapalinách a plynech se vyskytuje pouze podélné akustické vlnění vzhledem k faktu, že tyto látky jsou pružné pouze ve smyslu objemové stlačitelnosti. [12][14]

¹¹ Pružné prostředí je prostředí, ve kterém při vlnění dochází vlivem vazebních sil mezi částicemi k přenosu energie kmitavého pohybu z jedné částice na další. [14]



Obr. 2.1: Šíření zvuku pomocí vlnoploch. Upraveno podle [13].

2.1.1. Frekvence a perioda

Frekvence f [Hz] je akustická veličina, která nám udává počet kmitů za sekundu vykonaných kmitajícím hmotným bodem¹² pružného prostředí. Dobu jednoho kmitu nazýváme periodou T [s]. Vztah mezi frekvencí a periodou je vyjádřen následující rovnicí [12]:

$$f = \frac{1}{T} \quad (2.1.)$$

Další veličinou, kterou lze pomocí frekvence vypočítat je úhlový kmitočet ω [Rad · s⁻¹].

$$\omega = 2\pi f \quad (2.2.)$$

2.1.2. Vlnová délka

Vlnovou délkou λ [m] v akustice označujeme jako vzdálenost mezi nejbližšími dvěma hmotnými body, pro které platí, že v daném okamžiku se nacházejí ve stejném akustickém stavu. Jinými slovy, vlnová délka je vzdálenost, kterou urazí harmonická akustická vlna za jednu periodu T . Vlnovou délku popisuje vztah [12]:

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.3.)$$

Kde $c = 340 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ je rychlost šíření zvuku ve vzduchu.

¹² Hmotný bod je ideální model tělesa o nenulové hmotnosti, jehož geometrické rozměry jsou zanedbatelně malé. [21]

2.1.3. Akustická výchylka

Akustická výchylka y popř. u [m] je vzdálenost, o kterou se vychýlí při postupu akustické vlny kmitající hmotné body prostředí z rovnovážné polohy. [13]

$$u = u_0 \cdot \sin \omega \left(\tau \pm \frac{x}{c} \right) \quad (2.4.)$$

Kde u_0 [m] je amplituda akustické výchylky

2.1.4. Akustická rychlost

Akustická rychlost v [$\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$] je rychlost, kterou kmitají jednotlivé hmotné body prostředí, kterým se šíří akustická vlna. Její matematický popis získáme parciální derivací akustické výchylky [12][13]:

$$v = \frac{du}{d\tau} = \omega \cdot u_0 \cos \left[\omega \left(\tau \pm \frac{x}{c} \right) \right] \quad (2.5.)$$

Kde u [m] je akustická výchylka

u_0 [m] je amplituda akustické výchylky

τ [s] je čas

2.1.5. Akustická energie

Akustická energie E_a [J] je energie přenášená akustickým vlněním. V pružném prostředí přitom při přenášení energie nedochází k přenášení hmoty:

2.1.6. Akustický výkon

Akustický výkon P [W] se rovná derivaci podílu akustické energie a času. Udává nám množství akustické energie, která prochází plochou za jednotku času. [13]

$$P = \frac{dE_a}{d\tau} \quad (2.6.)$$

2.1.7. Akustický tlak

V daném časovém okamžiku při šíření vlnění dochází ke zhušťování a zředování kmitajících hmotných bodů. Oblasti s větší hustotou kmitajících bodů odpovídají místa přetlaku a oblasti s nižší hustotou kmitajících bodů místa podtlaku. Jelikož nelze určit směr kmitavého pohybu hmotných bodů, jedná se o skalární veličinu. Akustický tlak p [Pa] ovlivňuje celkový statický tlak vzduchu p_c , vyjadřuje jeho odchylku od klidové hodnoty barometrického tlaku p_c . Klidový barometrický tlak odpovídá hod-

notě 100 000 [Pa]. Lidské ucho začíná akustický tlak vnímat od $20 \cdot 10^{-5}$ Pa. Při šíření zvuku je akustický tlak superponovaný barometrickému tlaku [12][13]:

$$p_c = p_b + p(t) \quad (2.7.)$$

2.1.8. Hladina akustického tlaku

Hladina akustického tlaku L_p [dB] nám vyjadřuje akustický tlak v decibelové stupnici. Decibelová stupnice se používá proto, že nejslabší zvukový signál, který je schopen zaznamenat nepoškozený lidský sluch, odpovídá dvaceti miliontinám základní jednotky tlaku 1 Pa, z čehož vyplývá, že vyjádření akustického tlaku v Pa by bylo nepřehledné a nepřesné. Proto se zavádí pro akustický tlak příslušná hladina, která je vždy vztažena k určitému kmitočtu nebo frekvenčnímu pásmu. Hladina akustického tlaku je definována vztahem:

$$L_p = 20 \log \frac{p}{p_0} \quad (2.8.)$$

Kde je p [Pa] akustický tlak
 p_0 [Pa] referenční tlak

2.1.9. Intenzita zvuku

Jedná se o vektorovou veličinu, která udává množství akustické energie a jejího toku v daném místě prostředí. Intenzita zvuku I [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$] souvisí s měrným akustickým výkonem, jedná se o jeho střední hodnotu. Měrný akustický výkon je dán součinem okamžitých hodnot akustického tlaku a akustické rychlosti. V elektrotechnice, ale i v technické akustice se pracuje s efektivními hodnotami, při jejich aplikaci na měrný akustický výkon zavádíme pojem intenzita zvuku. [12][13]

$$I = \frac{1}{T} \cdot \int_0^T N d\tau \quad (2.9.)$$

Kde T [s] je doba integrace.

2.1.10. Hladina intenzity (hlasitost) zvuku

Má-li zvuk intenzitu I , pak v logaritmické stupnici lze vyjádřit hladinu intenzity zvuku (L_I). Výhoda logaritmického měřítka se dá uplatnit především v grafickém zobrazení.

$$L_I = 10 \log \frac{I}{I_0} \quad (2.10.)$$

Kde I [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$] je intenzita zvuku sledovaného akustického signálu
 I_0 [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$] je referenční hodnota intenzity zvuku

2.2. Hluk

Hluk je dle ČSN01 1600 Akustika – Terminologie definován jako „*nepříjemný nebo nežádoucí zvuk nebo jiné rušení*.“ Jedná se o zvuk (akustický signál) o libovolné hladině akustického tlaku (SPL – Sound Pressure Level), který je přirozeným projevem životního prostředí a životní aktivity člověka (např. doprava, provoz strojů, poslech hudby) a který člověka ruší, obtěžuje anebo přímo poškozuje. Jelikož je vnímání hluku velice individuální (ne vše, co jednomu člověku připadne jako hluk, musí být nepříjemné i někomu jinému), nemůžeme jej nijak blíže fyzikálně popsat. Vzhledem ke škodlivým účinkům hluku na člověka se v mnoha vyspělých zemích zavedla legislativní opatření, která mají ochraňovat lidi před nadměrným hlukem na pracovištích, ale i v komunální hygieně, např. pro ČR; Nařízení vlády č. 272/2011 Sb. „ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací.“ [12][15]

Hluk můžeme rozdělit v závislosti na kolísání hladiny akustického tlaku na hluk ustálený, neustálený a kolísavý (též proměnný).

- Hluk ustálený – hluk s malým kolísáním hladiny akustického tlaku v průběhu doby sledování.
- Hluk neustálený – hladina akustického tlaku se během doby sledování výrazně mění.
- Kolísavý (proměnný) hluk – hluk o neustále se výrazně měnící hladině akustického tlaku. [15]

Podle následujícího rozdělení můžeme zařadit hluk generovaný MRI skenerem do kolísavého (proměnného) tlaku.

2.2.1. Účinky hluku na člověka

Negativní účinky hluku na člověka jsou již dlouho známé i medicínsky prokazatelné. Protože hluk není nijak fyzikálně definován, určujícím parametrem pro účinky hluku na lidský organismus je primárně jeho intenzita. Hlukovou expozici lze zhodnotit z hladiny akustického tlaku (udává se v dB), kterou upravujeme pomocí specifického filtru A, čímž simulujeme citlivost zdravého lidského sluchového orgánu. Následující tabulka popisuje míru citlivosti lidského sluchového aparátu na jednotlivé SPL (A) [12]:

A[dB]	vliv na člověka
20	pocit hlubokého ticha
30	pocit příjemného ticha
nad 65	změny vegetativních reakcí
nad 85	vznik trvalých poruch sluchu
130	bolesti v sluchovém orgánu
160	protržení bubínku

Tabulka 2. 1: Účinky hluku na sluchové ústrojí člověka. Vytvořeno podle [12].

Kromě poškození samotného sluchového orgánu, může mít hluk dopad také na kvalitu spánku, na rozvoj komunikačních schopností u dětí nebo negativně působit na kardiovaskulární systém či psychiku člověka. Při krátkodobé expozici nejčastěji dochází k tzv. akutraumatům a barotraumatům, při kterých dochází k protržení bubínku. Riziko expozice hluku spočívá v absenci obranných mechanismů lidského organismu proti působení akustických signálů. Z tohoto důvodu je nutné v případech expozice vysokými hladinami akustického tlaku využívat ochranných pomůcek. [12]

U magnetické rezonance je známo, že hladina akustického tlaku může dosahovat hodnoty až 120 dB při některých snímacích sekvencích. Nutnost protihlukových opatření při MRI vyšetření je tedy nadsadě.

2.2.2. Metody boje proti hluku

Jelikož hluk může při dlouhodobé, ale i krátkodobé expozici poškodit sluch člověka, v našem případě pacienta, či personálu obsluhujícího MR, je nutné hluk snižovat. Obecně existuje několik základních metod redukce hluku:

1. **Redukce hluku ve zdroji:** jedná se o neúčinnější a často finančně nejpříjemnější řešení. Cílem této metody je úplně nebo částečně eliminovat hluk v jeho zdroji.
2. **Metoda dispozice:** u venkovních prostor se musí na redukci hluku myslet už při územním plánování a oddělit hlučné stroje a hlučné prostory od prostor chráněných např. plánování letišť, dopravních tepen. U vnitřních prostor se hlučná místnost situuje odlehle od místnosti chráněné.
3. **Metoda izolace:** využití zvukové izolace hlučného zařízení nebo celého hlučného prostoru.
4. **Aplikace poznatků prostorové akustiky:** založena na zvukové pohltivosti jako vlastnosti některých materiálů a prostor.
5. **Využití ochranných pomůcek:** víceméně pasivním způsobem redukce hluku je využití ochranných sluhových pomůcek – ucpávek zvukovodů, ochranných sluchátek, apod.

Nejčastější aplikace hlukové redukce spojuje několik redukčních metod dohromady s ohledem na fakt, jak účinné jsou dané metody pro konkrétní situaci. [12]

2.2.3. Nařízení vlády č.272/2011 Sb. „o ochraně zdraví před nepříznivými účinky hluku a vibrací“

Ochrana zdraví před účinky hluku je ošetřena také právně. Toto nařízení upravuje hygienické limity pro hluk na pracovištích, chráněných vnitřních prostorách a venkovních prostorech v posledním aktualizovaném znění z roku 2011. [12][13]

Limity pro hluk na pracovišti jsou stanoveny takto:

- Hygienický limit ustáleného a proměnného hluku pro osmihodinovou pracovní dobu, vyjádřený ekvivalentní hladinou akustického tlaku odpovídá [16]

$$L_p = 85\text{dB}$$

- Hygienický limit pro ustálený a proměnný hluk na pracovišti, kde je vykonávána práce náročná na pozornost a soustředění a dále pracoviště určené pro tvůrčí práci je [16]

$$L_p = 50\text{dB}$$

- Hygienický limit ustáleného a proměnného hluku pro pracoviště ve stavbách pro výrobu a skladování, kde hluk nevzniká pracovní činností vykonávanou na pracovišti, ale je způsoben větracím nebo vytápěcím zařízením těchto pracovišť je:

$$L_p = 70\text{dB}$$

2.2.4. Aktuální stav hlukové zátěže při MRI vyšetřeních

Primárním zdrojem hluku generovaného MR zařízením je gradientní pole. Hluk se objevuje během rychlých změn proudů v gradientních cívkách. Tyto proudy v přítomnosti silného magnetického pole produkují značné (Lorentzovy) síly, které působí na gradientní cívky. Hluk se projevuje jako hlasité klepání, bouchání nebo „cvrkot“ a vzniká ve chvíli, kdy Lorentzovy síly způsobí pohyb a vibrace gradientních cívek. Hladina jeho akustického tlaku může dosahovat až 120 dB.

Změna gradientního výstupu (doby vzestupu nebo amplitudy) způsobená úpravou MR zobrazovacích parametrů vyvolá změnu hladiny gradientem indukovaného hluku. Tento hluk se zvyšuje se snížením tloušťky preparátu, FOV, TR časem a TE časem. Generaci hluku ovlivňují kromě parametrů gradientního pole také vnější podmínky, jako jsou relativní vlhkost vzduchu a teplota v místnosti, nebo použití zvukové izolace. Frekvenční analýzou nežádoucího akustického signálu bylo zjištěno, že signál je pseudo-periodický a že SLP dosahuje vysokých hodnot i při nízkých frekvencích.

Mnohé studie se zabývají monitoringem hladiny akustického tlaku během MRI sekvencí. V rámci těchto studií bylo zjištěno, že SPL pro základní MRI sekvence se pohybuje v rozmezí od 84–103 dB. Pozdější studie, které vznikaly spolu s vývojem rychlých MRI sekvencí jako FGRE (Fast Gradient

Echo), zaznamenaly u těchto sekvencí vyšší SLP v rozsahu od 103–113 dB, u EPI sekvence 114–115 dB.

Praktická část

Kapitola 3

Návrh a realizace měření hluku u vybraných sekvencí MRI vyšetření

V této kapitole bakalářské práce je zpracován návrh a realizace nejvhodnější měřicí aparatury pro měření hluku vybraných sekvencí MRI vyšetření vzhledem k působení silného magnetického pole v místě měření. Měření hluku probíhalo v Nemocnici Třinec Podlesí ve spolupráci s Oddělením intervenční radiologie na MR pracovišti. Celkem proběhla 3 měření, která se uskutečnila v časovém období od 17. 2. 2014 do 3. 4. 2014.

Účelem těchto měření bylo nasbírat potřebná data k provedení analýzy hluku při jednotlivých MR vyšetřovacích sekvencích. Velkým rozdílem oproti měření hladiny hluku u jiných pracovních zařízení je zejména vliv silného magnetického pole MR zařízení, které může způsobit odchylky a nepřesnosti v naměřených hodnotách. Proto při měření hladiny akustického tlaku u MR zařízení je nutné brát tuto skutečnost v potaz.

3.1. Měřicí aparatura

Měřicí aparatura pro měření hluku vybraných skenovacích sekvencí sestává z hlukoměru Greisinger GSH 8922 (Obr. 3.1), propojovacího kabelu, který je součástí jeho příslušenství (konektor mono jack 3,5 mm do hlukoměru, konektor RS232 do počítače), redukce RS232 na USB, 2 prodlužovacích 5 m dlouhých USB kabelů a notebooku s příslušným SW.

Pro standardní měření pomocí hlukoměru Greisinger GSH 8922 by mělo být dostačující propojení hlukoměru s notebookem propojovacím kabelem. Jelikož je propojení hlukoměru s počítačem zprostředkováno konektorem RS232, který se v dnešní době používá pouze v průmyslových provozech, bylo nutné využít redukci RS232 na USB. Příslušenství hlukoměru obsahuje také stativ pro upevnění hlukoměru. Ten ovšem nelze pro naše měření využít z důvodu jeho MR nekompatibility. Proto byla pro měření hluku místo stativu použita MR kompatibilní infuzní pumpa (Obr. 3.1). Magnetické pole v místnosti s MR zařízením by rovněž mohlo poškodit notebook určený ke sběru a zpracovávání dat. Proto bylo nutné propojovací kabel prodloužit a vést jej z vyšetřovací místnosti přes strojovnu do ovladovny. K prodloužení propojovacího kabelu byly použity dva pětimetrové prodlužovací USB kabely.



Obr. 3.1: Měřicí aparatura [Zdroj: vlastní]

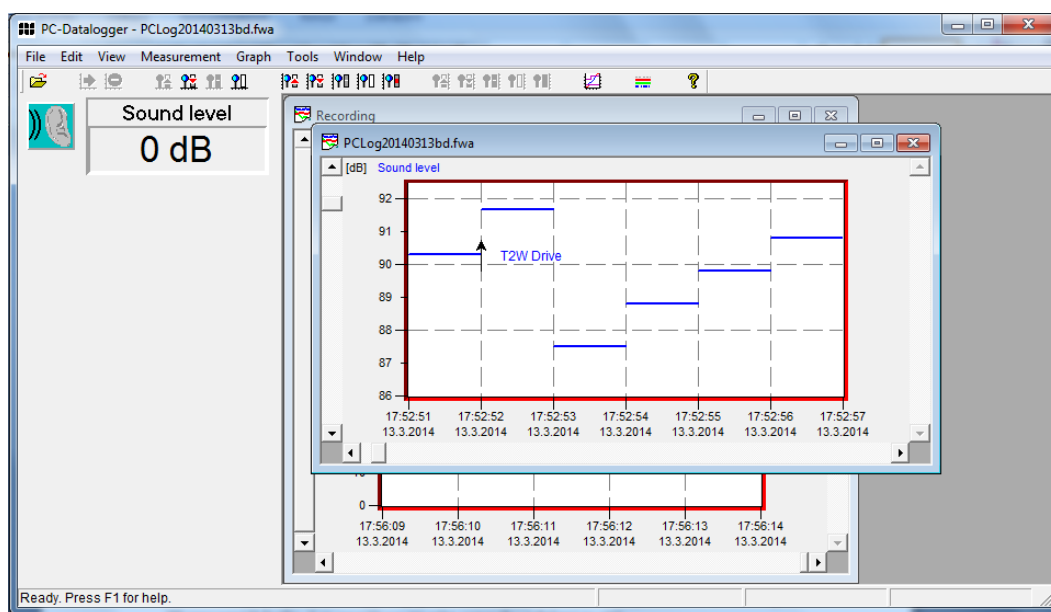
3.1.1. Hlukoměr Greisinger GSH 8922

Hlukoměr Greisinger typ GSH 8922 je digitální měřič hladiny zvuku. Umožňuje volit mezi šesti měřicími rozsahy od 30 dB do 130 dB s rozlišením 0,1 dB, které lze nastavit automaticky nebo manuálně. Přesnost měření za stejných podmínek je $\pm 1,5$ dB. Hlukoměr je vybaven 6 mm elektretovým kondenzátorovým mikrofonom. 3,5 místný LCD displej přístroje zobrazuje hodnoty s rozlišením 0,1 dB, grafický displej pak s rozlišením 1 dB a měřicím rozsahem 50 dB. Po zapnutí přístroje proběhne krátký interní test přístroje, poté je zařízení připraveno k měření. Měřená hladina zvuku je zobrazována numericky i graficky s aktualizací numerických hodnot každých 160 ms a grafických hodnot každých 40 ms. Přístroj je napájen 9 V alkalickou baterií, která by měla mít životnost přibližně 20 provozních hodin. Lze rovněž použít také externího nabíjení ze sítě.



Obr. 3.2: Hlukoměr Greisinger GSH 8922. [Zdroj: vlastní].

Přenos a záznam dat z hlukoměru do počítače je umožněn pouze prostřednictvím specializovaného softwaru GSOF 8922. Tento software má prostředí v anglickém jazyce s nápovědou v němčině. Měřená data jsou zobrazována jak numericky, tak graficky. Program bohužel neumožňuje export dat do souboru, lze je pouze kopírovat, což je velkou nevýhodou programu.



Obr. 3.3: Prostředí programu GSOF 8922.

3.2. Magnetická rezonance Phillips Achieva 1.5T DUAL NOVA

Phillips Achieva 1.5T DUAL NOVA je MR zařízení s magnetickým systémem založeným na supra-vodivém magnetu o magnetické indukci 1,5 T. Spotřeba tekutého vodíku pro udržení stálého magnetického pole supra-vodivého magnetu odpovídá 0,03 l za hodinu. Gantry zařízení je 60 cm široké. Toto MR zařízení je podle mezinárodní elektrotechnické normy IEC-60601-1, zabývající se zdravotnickým elektrickým vybavením, zařazeno podle úrovně ochrany před úrazem elektrickým proudem do skupiny B a některé součásti do skupiny BF.



Obr.3.3: Magnetická rezonance Phillips Achieva 1,5 T NOVA DUAL, MRI pracoviště nemocnice Třinec Podlesí. Zdroj: vlastní

Kapitola 4

Zpracování, analýza a vyhodnocení výsledků měření.

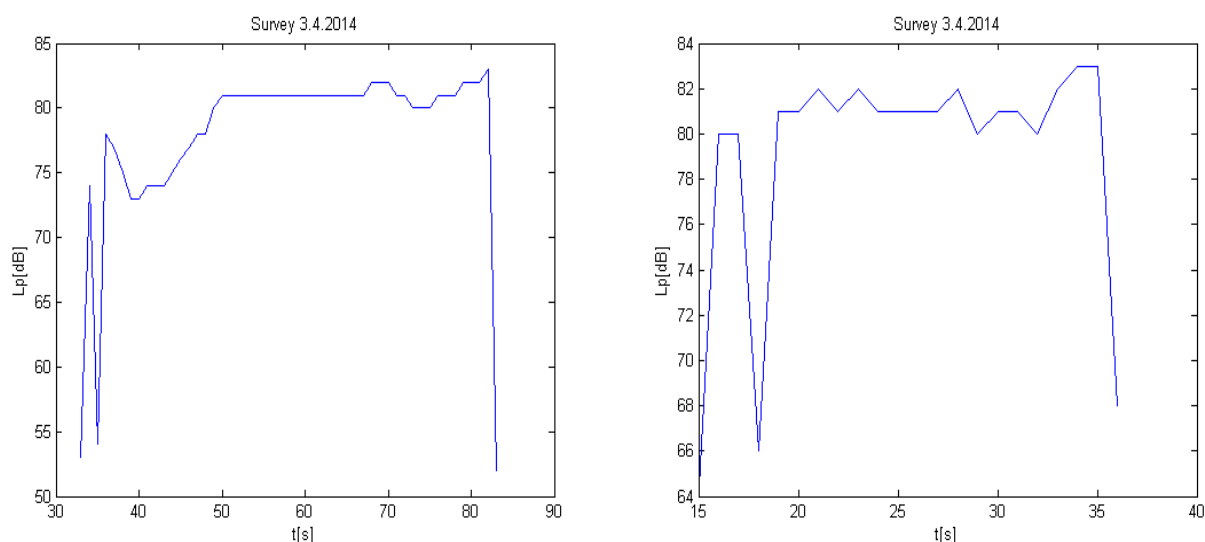
Čtvrtá kapitola bakalářské práce je věnována zpracování, analýze a vyhodnocení naměřených dat. Data byla zpracována statisticky, kdy se u každé sekvence stanovila maximální hodnota akustického tlaku a délka jejího trvání. Pro každou sekvenci byl vytvořen graf závislosti SPL na čase a také histogram. Histogram zobrazuje četnost výskytu jednotlivých hladin akustického tlaku ve vybrané sekvenci. Jelikož se při vyšetřeních většina měřených sekvencí několikrát opakovala, byla z naměřených hodnot hladiny akustického tlaku vypočtena střední hodnota a absolutní a relativní chyba měření. U většiny sekvencí nepřekročila relativní chyba měření 1 % s výjimkou sekvence T2W TSE a PDW a TSE, u kterých byly 1% a 4% odchylky.

4.1. Survey

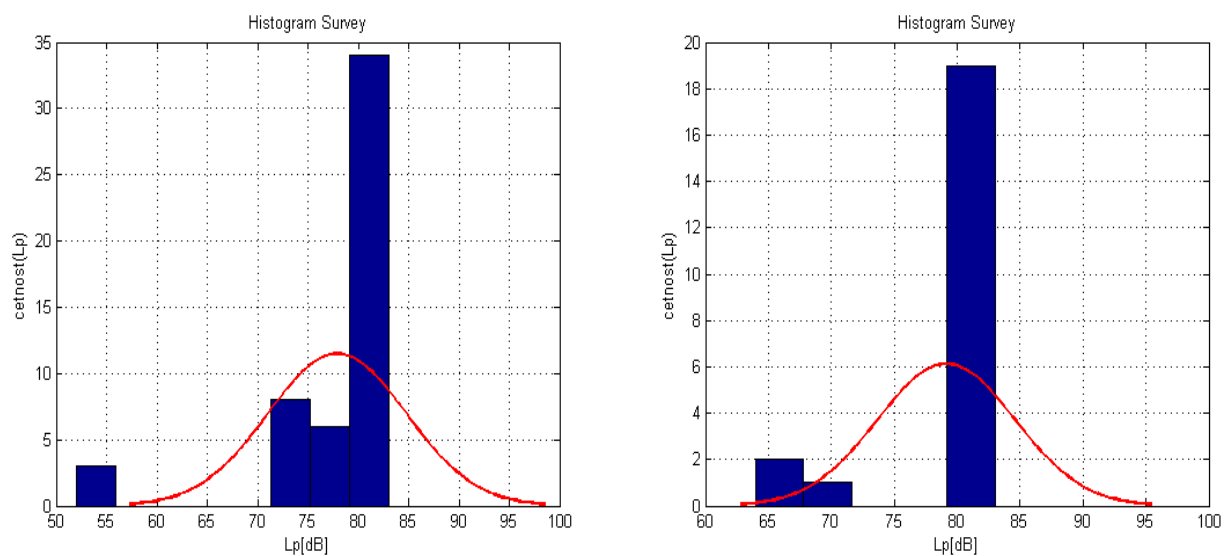
Sekvence Survey není primární vyšetřovací sekvence, ale slouží k vytvoření zkušebního MR skenu.

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř [dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
Survey	51	0,85	83	77,902	-0,6172	0,792
Survey	22	0,367	83	79,136	0,6172	0,780
průměr	36,5	0,608	83	78,519	0	0,786

Tabulka 4. 1: Sekvence Survey hodnoty.



Obr. 4. 1: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence Survey.

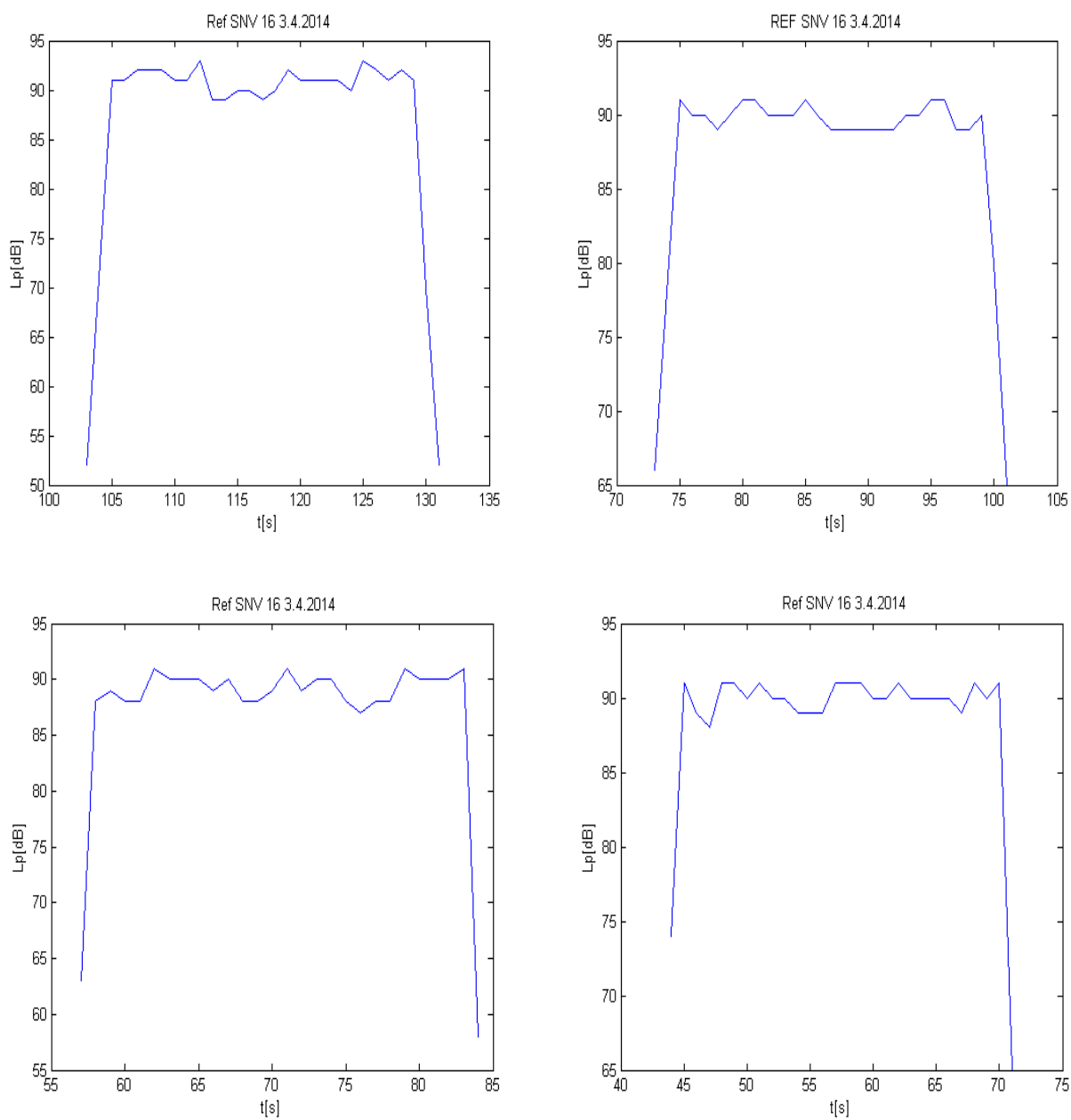


Obr. 4. 2: Histogramy hladiny akustického tlaku, Survey.

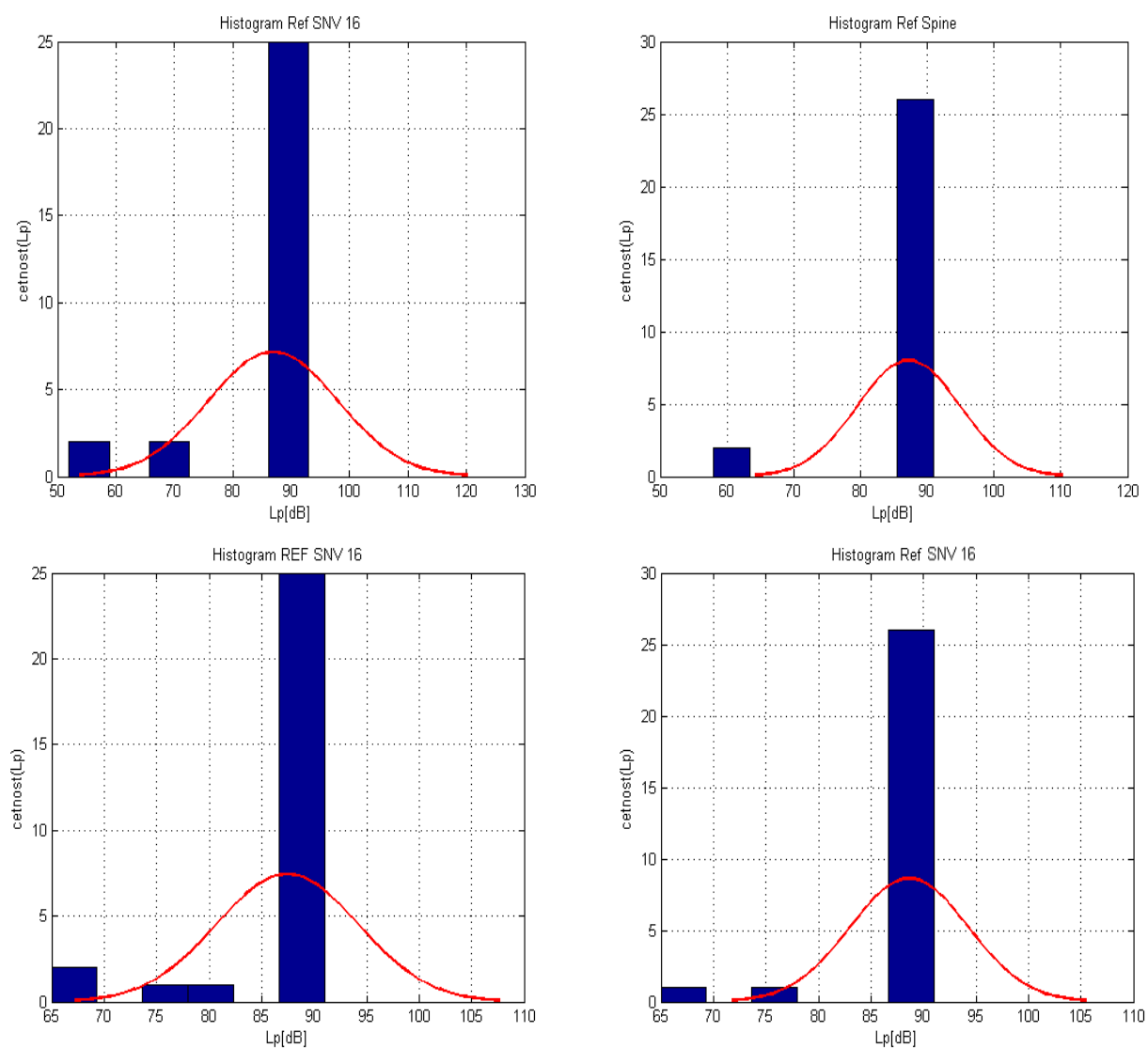
4.2. Ref SNV 16

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka [%]
Ref SNV 16	29	0,483	93	86,897	-0,654	0,753
Ref SNV 16	29	0,483	91	87,448	-0,102	0,117
Ref SNV 16	28	0,467	91	88,643	1,092	1,232
Ref SNV 16	28	0,467	91	87,214	-0,336	0,386
Průměr	28,5	0,475	91,5	87,551	$0,705 \cdot 10^{-15}$	0,623

Tabulka 4. 2: Sekvence Ref SNV 16 hodnoty.



Obr. 4. 3: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence Ref SNV 16.

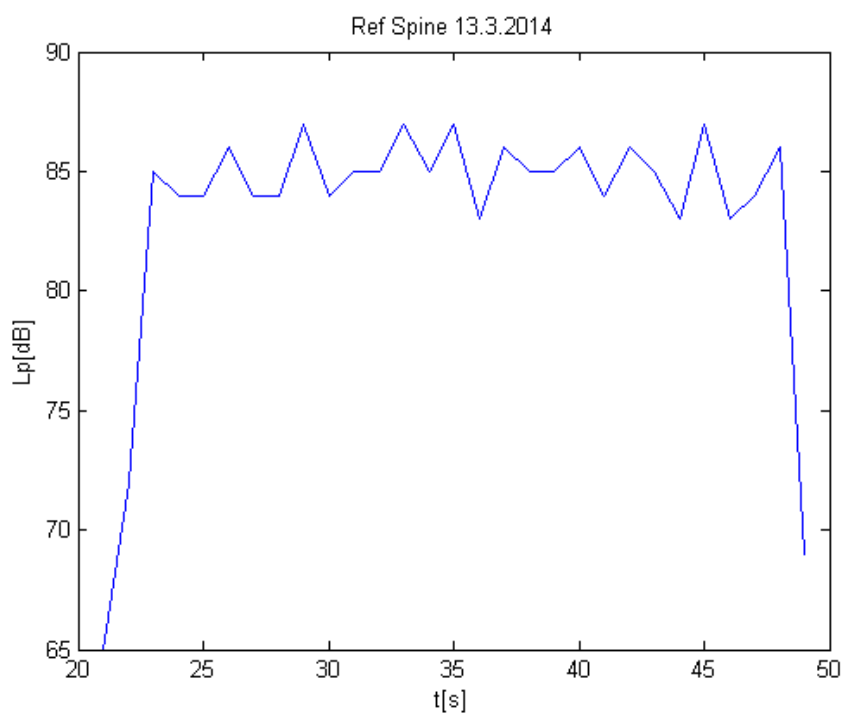


Obr. 4. 4: Histogramy hladiny akustického tlaku, Ref SNV 16.

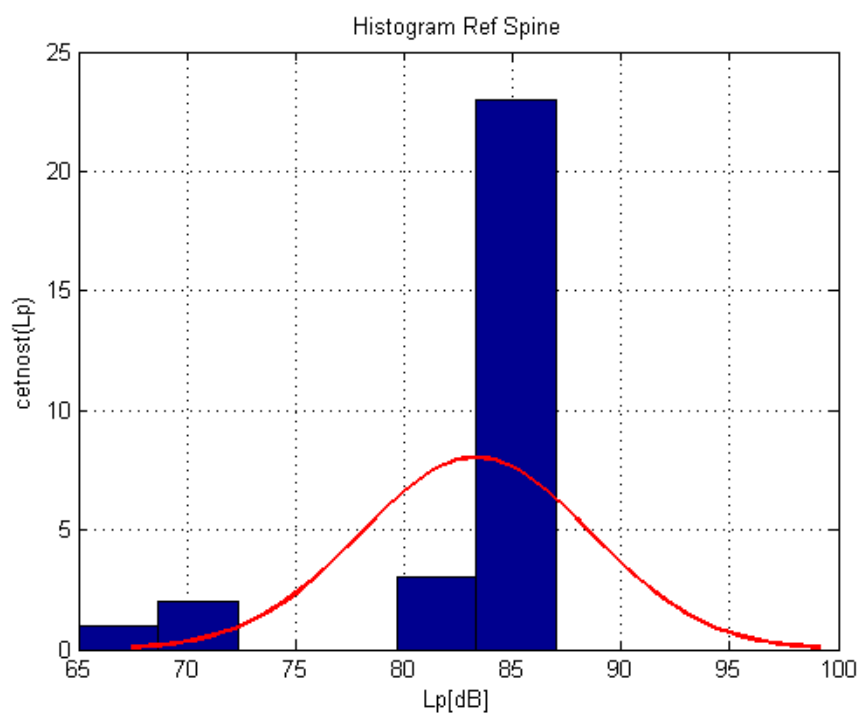
4.3. Ref Spine

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstr[dB]
Ref Spine	29	0,483	87	83,310

Tabulka 4. 3: Sekvence Ref Spine hodnoty.



Obr. 4. 5: Graf závislosti L_p na čase, sekvence Ref Spine.

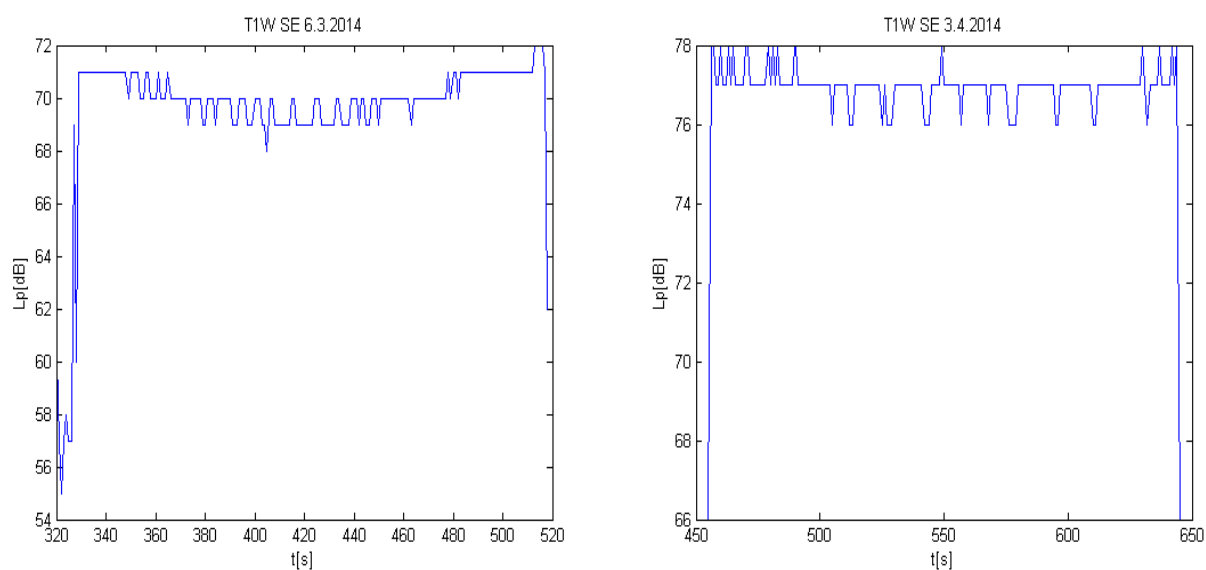


Obr. 4. 6: Histogram hladiny akustického tlaku, Ref Spine.

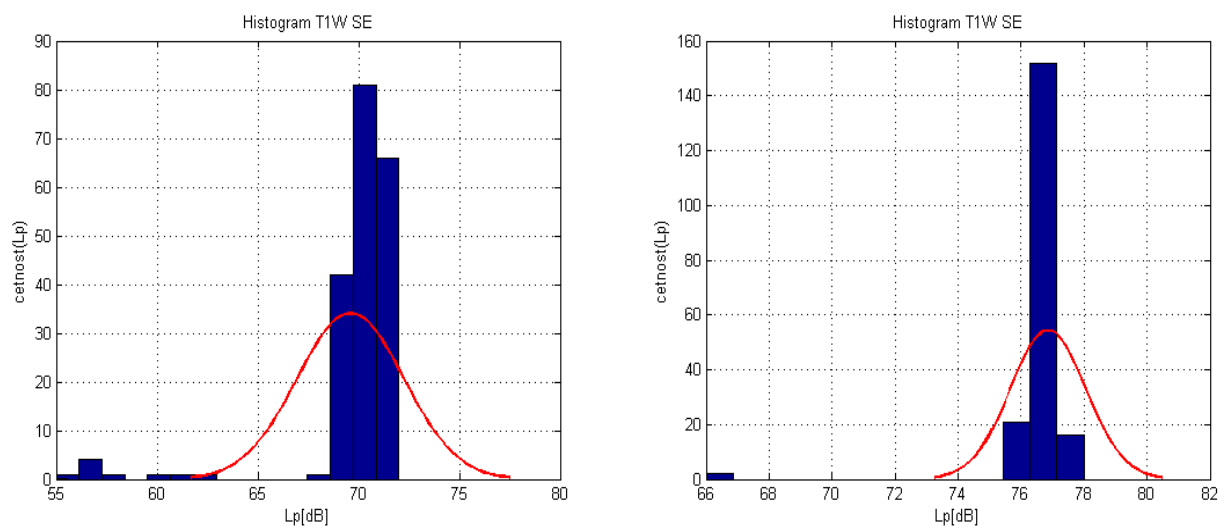
4.4. T1W SE

Sekvence	t[s]	t[min]	Lp[maxdB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka [%]
T1W SE	199	3,317	72	69,598	-3,630	5,219
T1W SE	191	3,183	78	76,859	3,630	4,723
průměr	195	3,25	75	73,228	0	0,246

Tabulka 4. 4: Sekvence T1W SE hodnoty.



Obr. 4. 7: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence T1W SE.

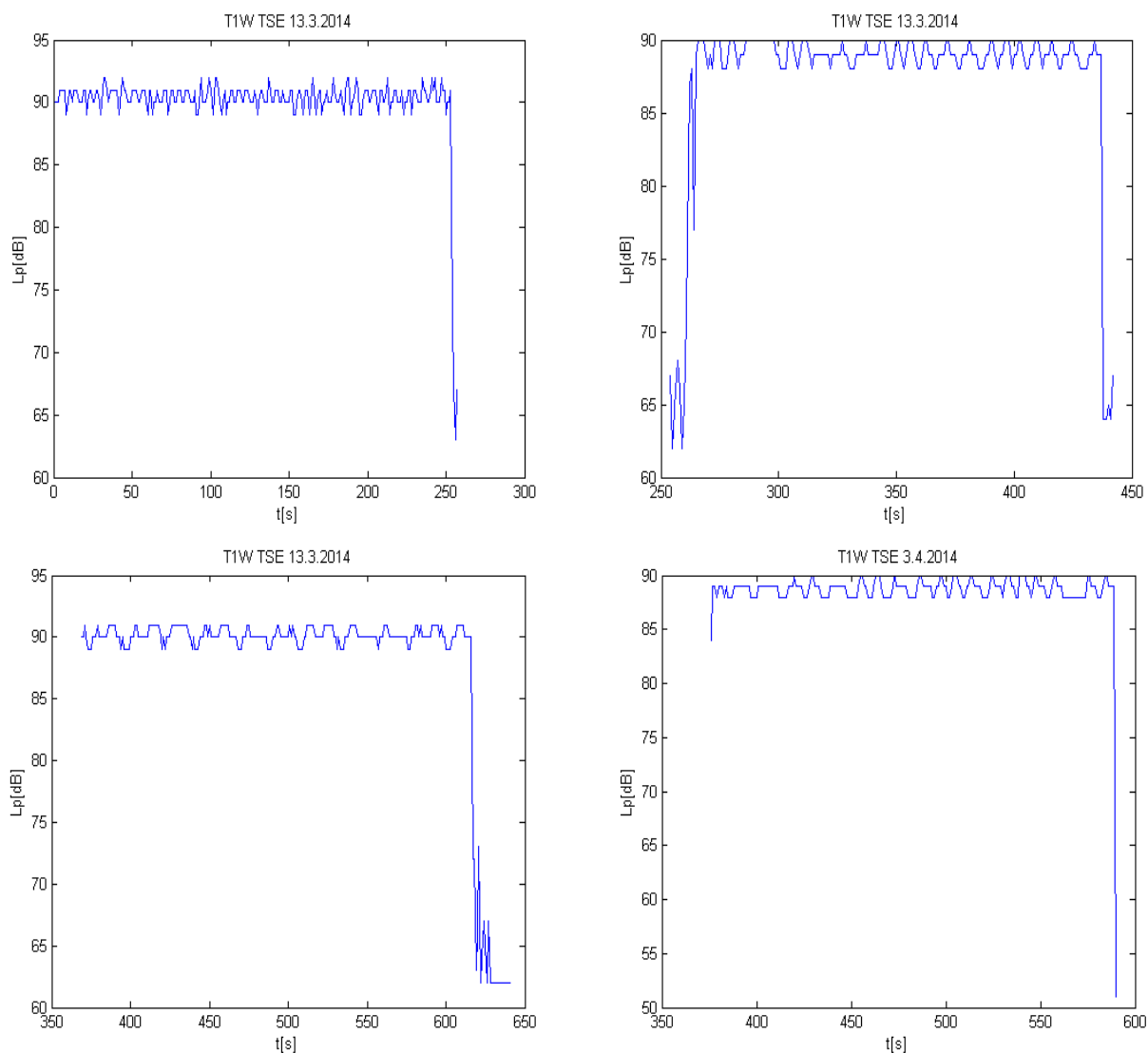


Obr. 4. 8: Histogramy akustického tlaku, T1W SE.

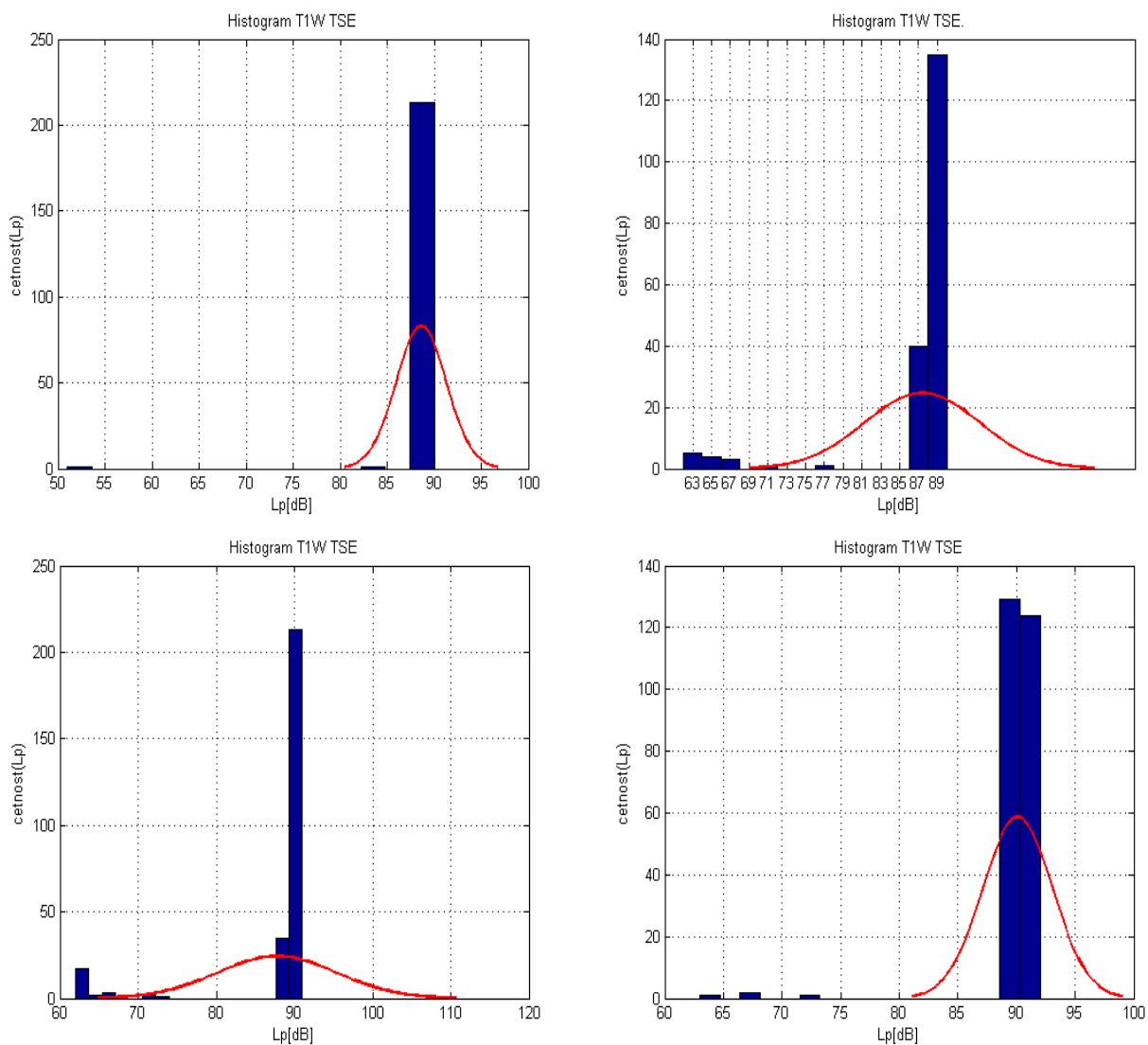
4.5. T1W TSE

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
T1W TSE	273	4,55	94	87,769	-0,700	0,798
T1W TSE	257	4,283	92	90,093	1,624	1,802
T1W TSE	189	3,150	90	87,397	-1,073	1,227
T1W TSE	215	3,583	90	88,619	0,149	0,168
průměr	233,5	3,892	91,5	88,470	$3,552 \cdot 10^{-15}$	0,999

Tabulka 4. 5: Sekvence T1W TSE hodnoty.



Obr. 4. 9: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence T1W TSE.

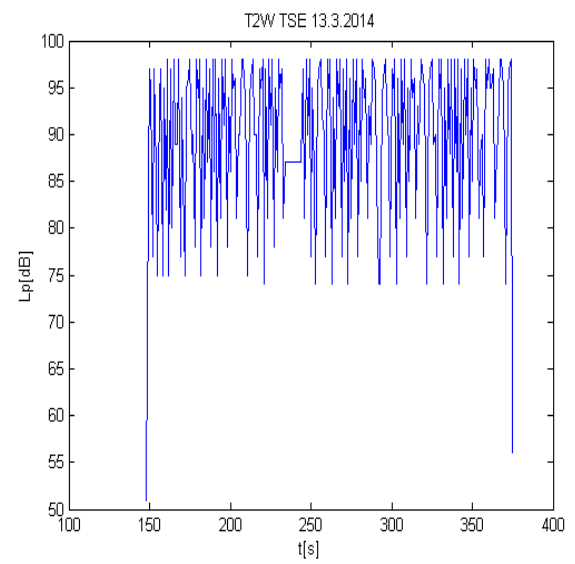
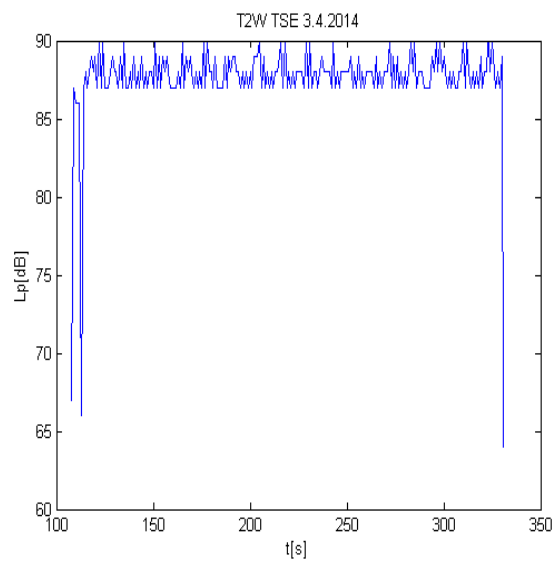
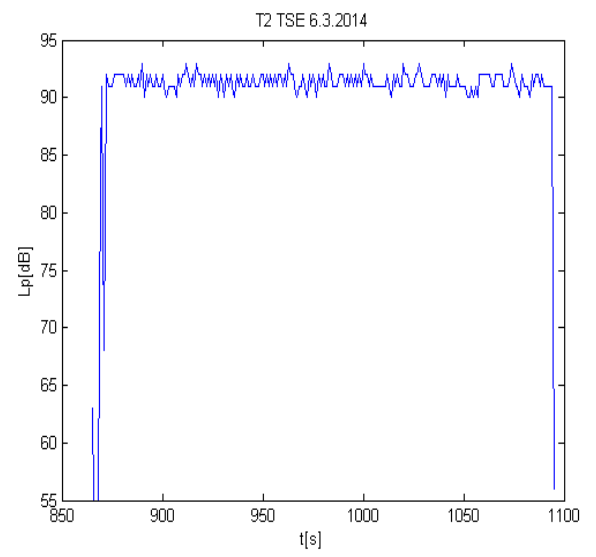
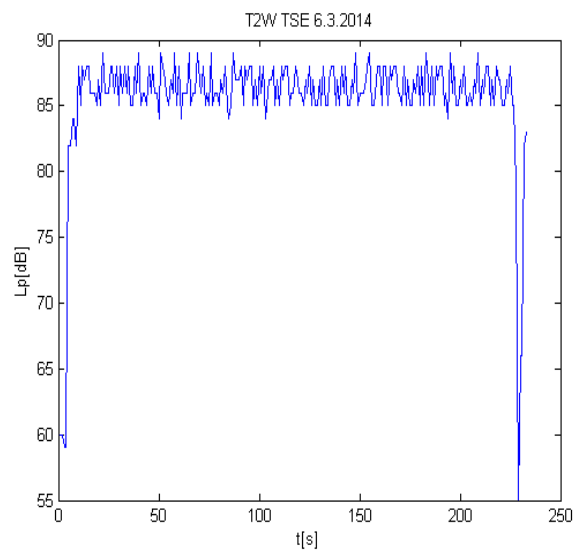


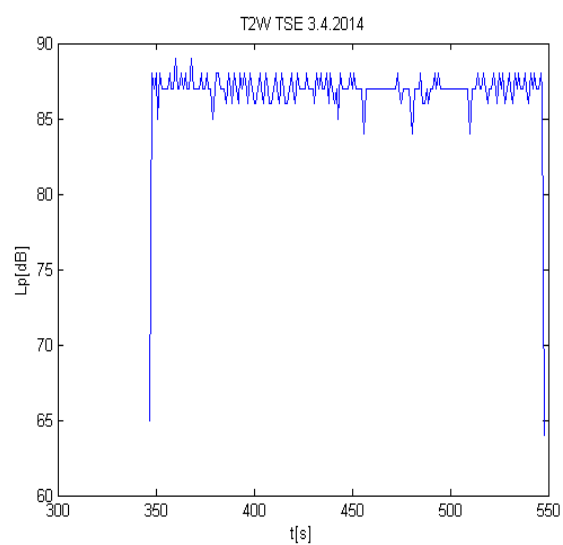
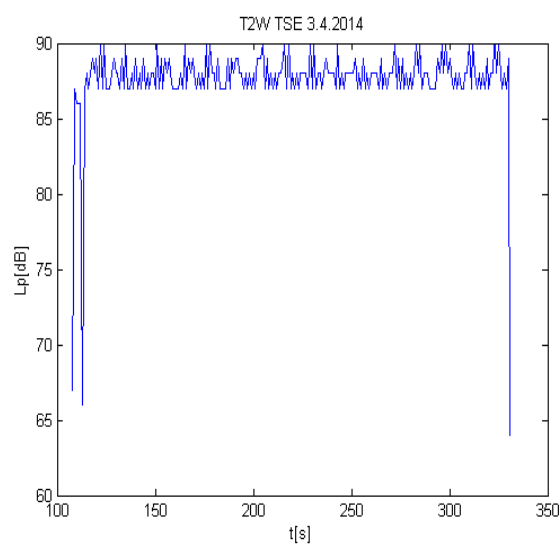
Obr. 4. 10: Histogramy hladiny akustického tlaku, T1W TSE.

4.6. T2W TSE

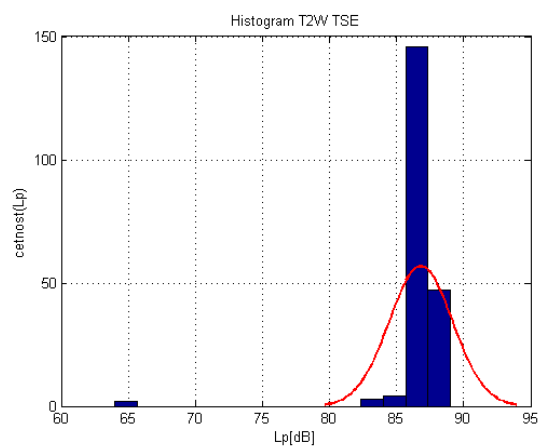
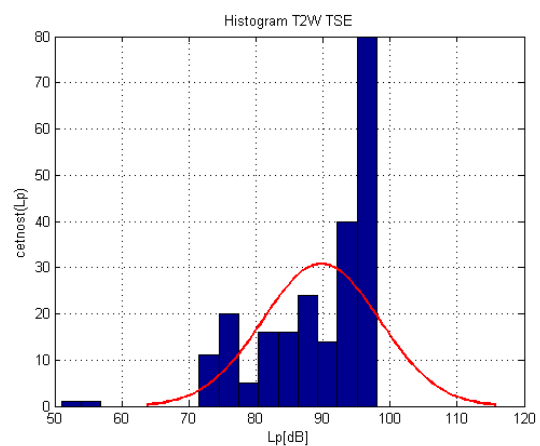
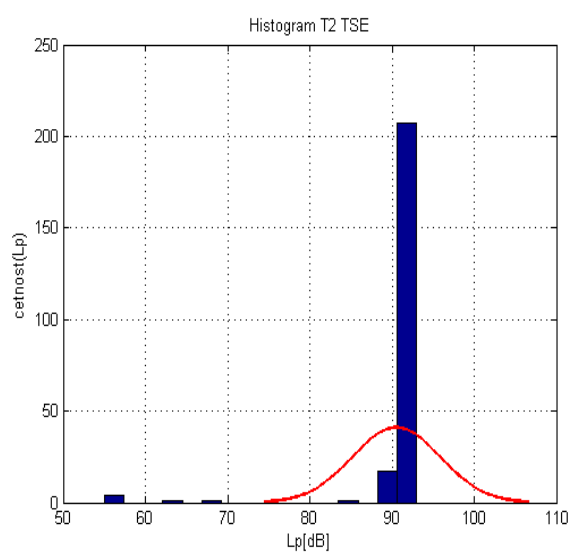
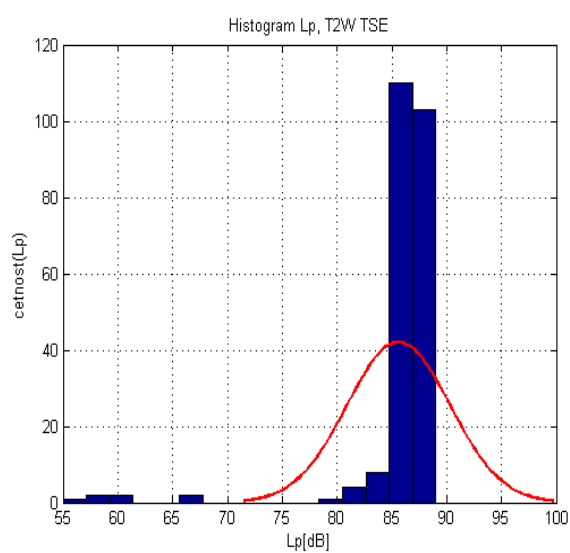
Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka [%]
T2W TSE	233	3,883	89	85,601	-2,370	2,769
T2W TSE	231	3,85	93	90,524	2,553	2,820
T2W TSE	290	4,833	90	87,848	-0,123	0,140
T2W TSE	228	3,8	98	89,737	1,766	1,967
T2W TSE	202	3,367	89	86,812	-1,159	1,335
T2W TSE	224	3,733	90	87,638	-0,333	0,380
průměr	234,667	3,911	91,5	87,971	$-7,105 \cdot 10^{-15}$	1,591

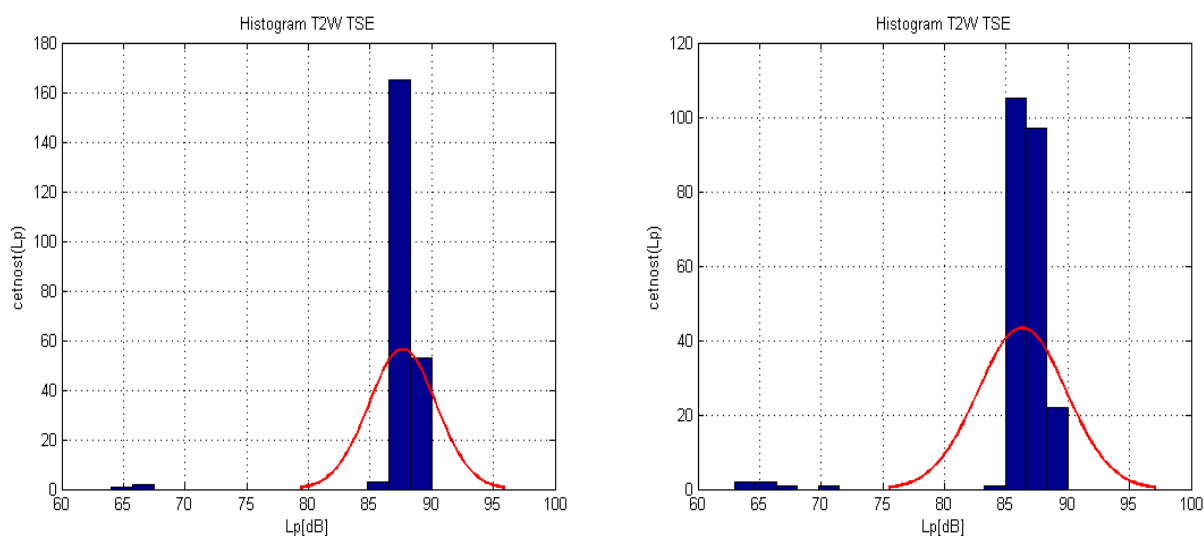
Tabulka 4. 6: Sekvence T2W TSE hodnoty.





Obr. 4. 11: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence T2W TSE.



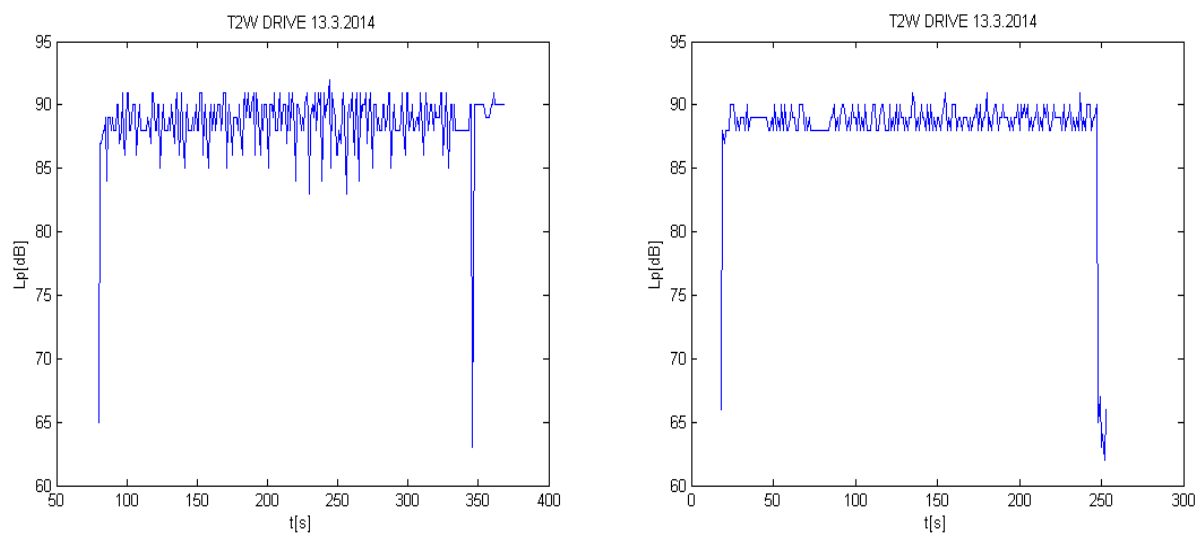


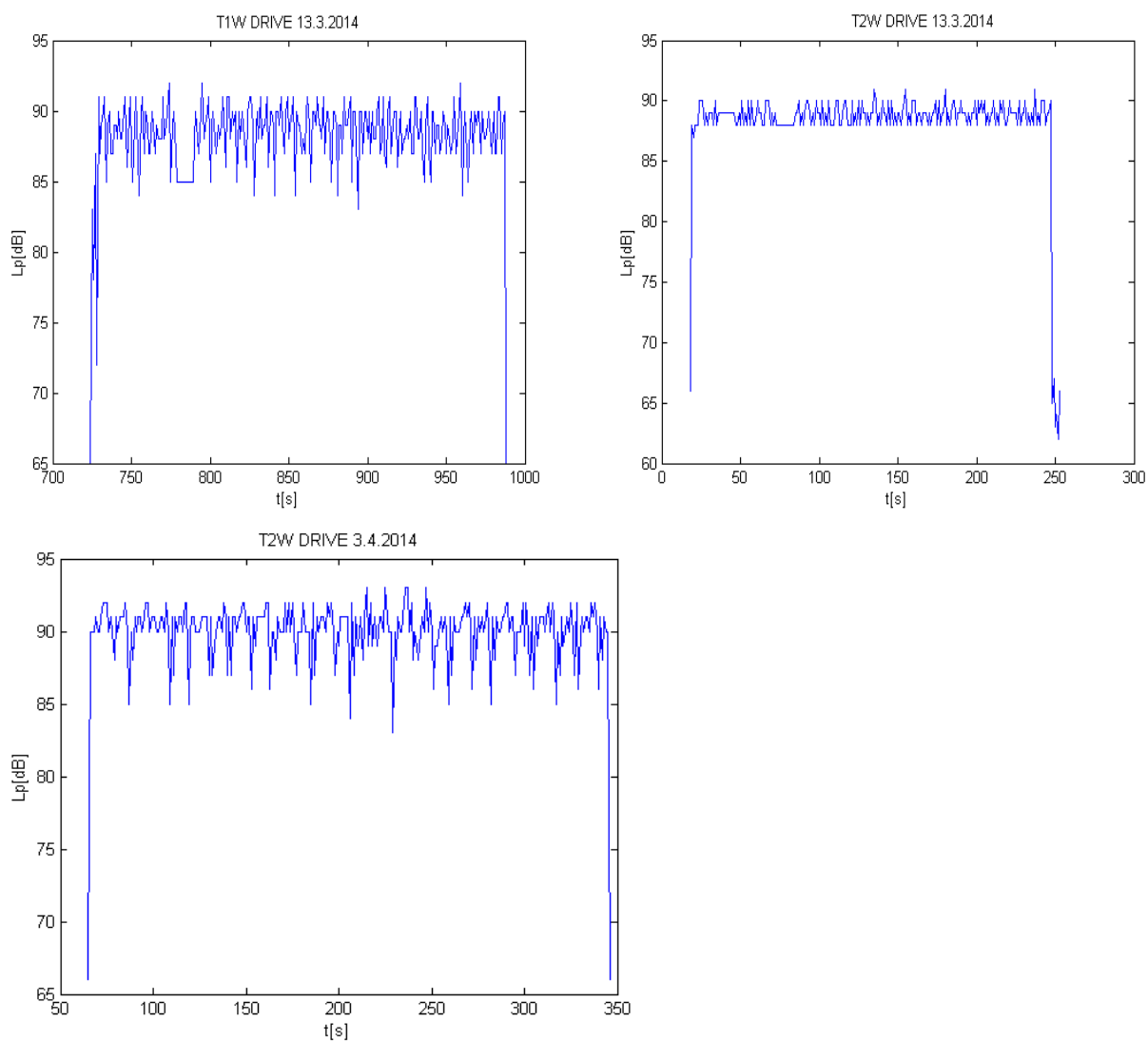
Obr. 4. 12: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W TSE.

4.7. T2W DRIVE

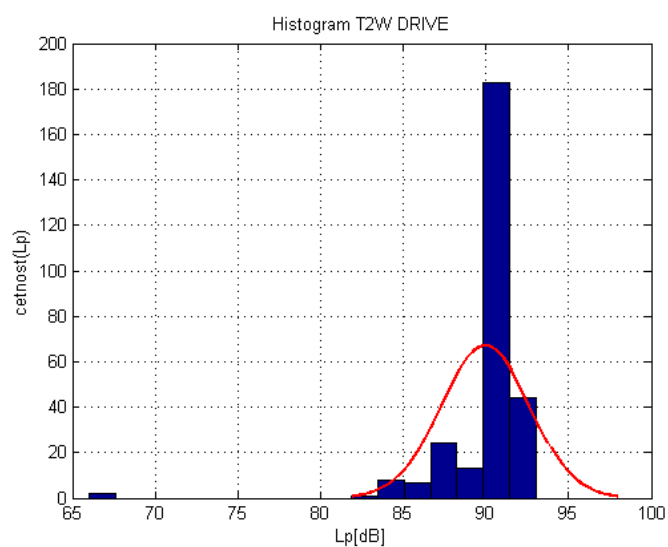
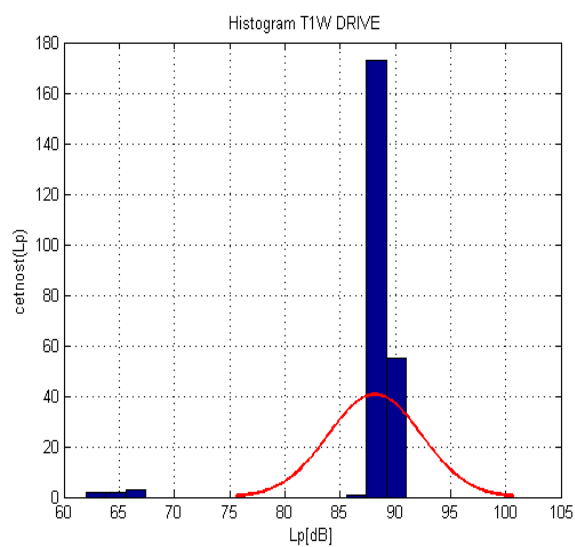
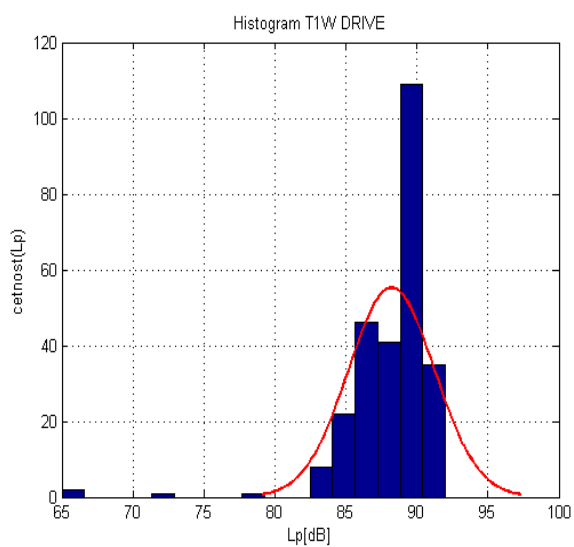
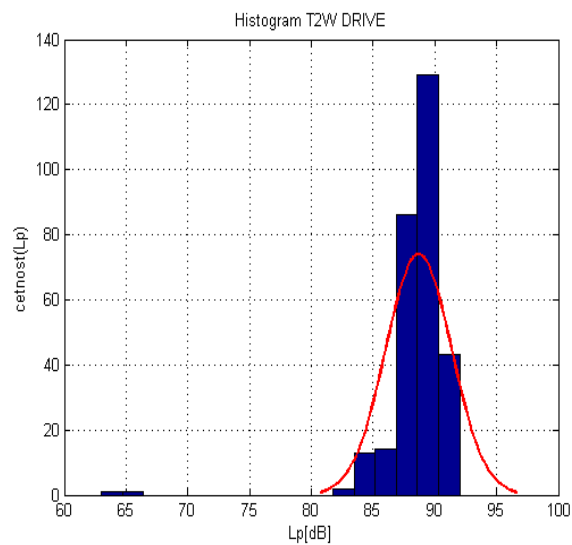
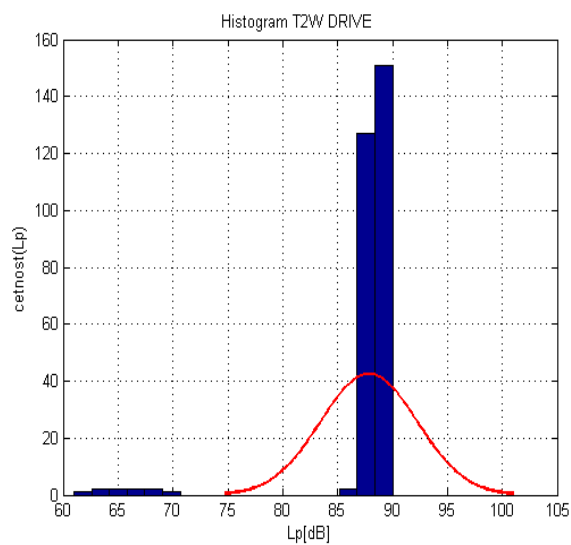
Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
T2W DRIVE	289	4,817	92	88,685	-0,152	0,171
T2W DRIVE	236	3,933	91	88,153	-0,685	0,777
T2W DRIVE	265	4,417	92	88,208	-0,630	0,714
T2W DRIVE	282	4,7	93	89,961	1,124	1,249
T2W DRIVE	273	4,55	91	89,180	0,342	0,384
Průměr	269	4,483	91,8	88,837	$-2,842 \cdot 10^{-15}$	0,659

Tabulka 4. 7: Sekvence T2W DRIVE hodnoty.





Obr. 4. 13: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence T2W DRIVE.

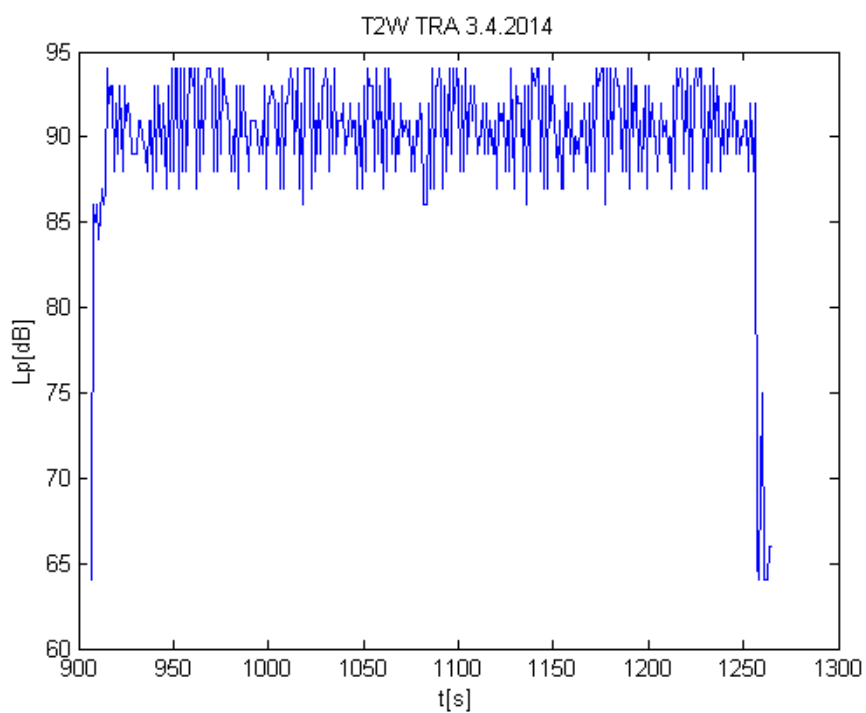


Obr. 4. 14: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W DRIVE.

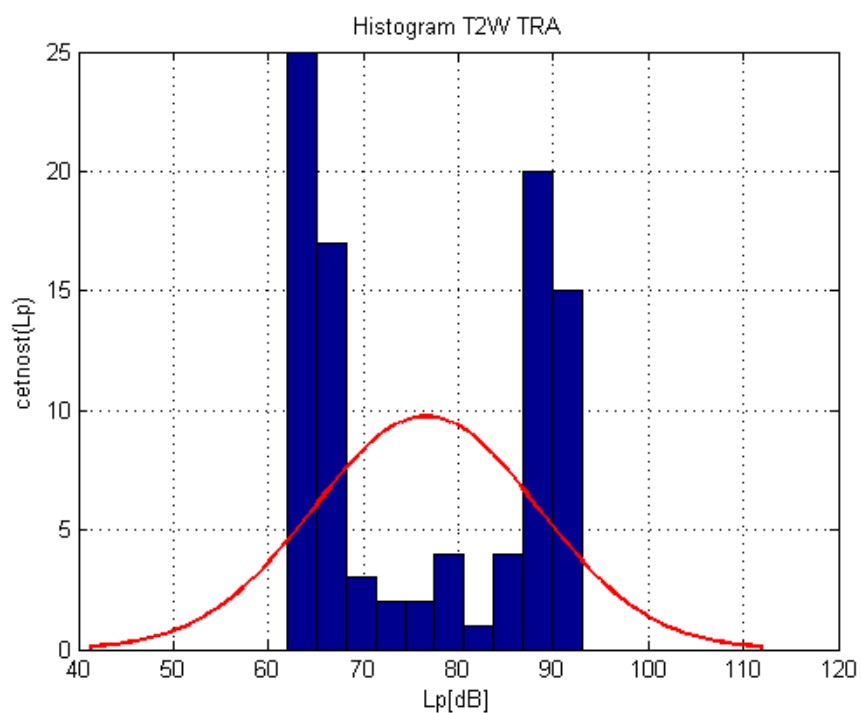
4.8. T2W TRA

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]
T2W TRA	359	5,983333	94	90,078

Tabulka 4. 8: Sekvence T2W TRA hodnoty.



Obr. 4. 15: Graf závislosti L_p na čase, sekvence T2W TRA.

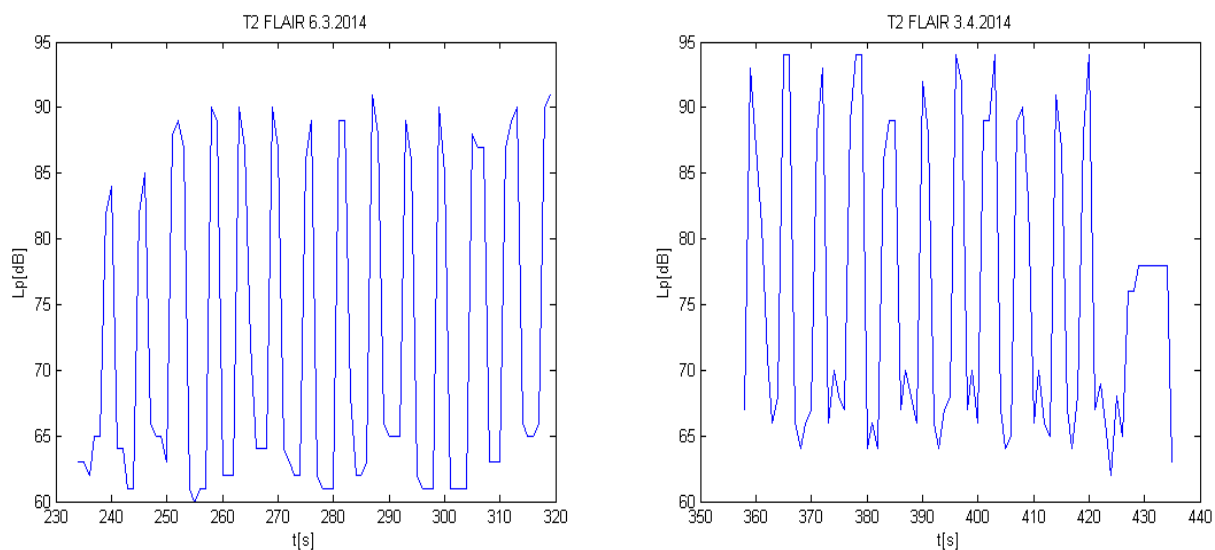


Obr. 4. 16: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W TRA.

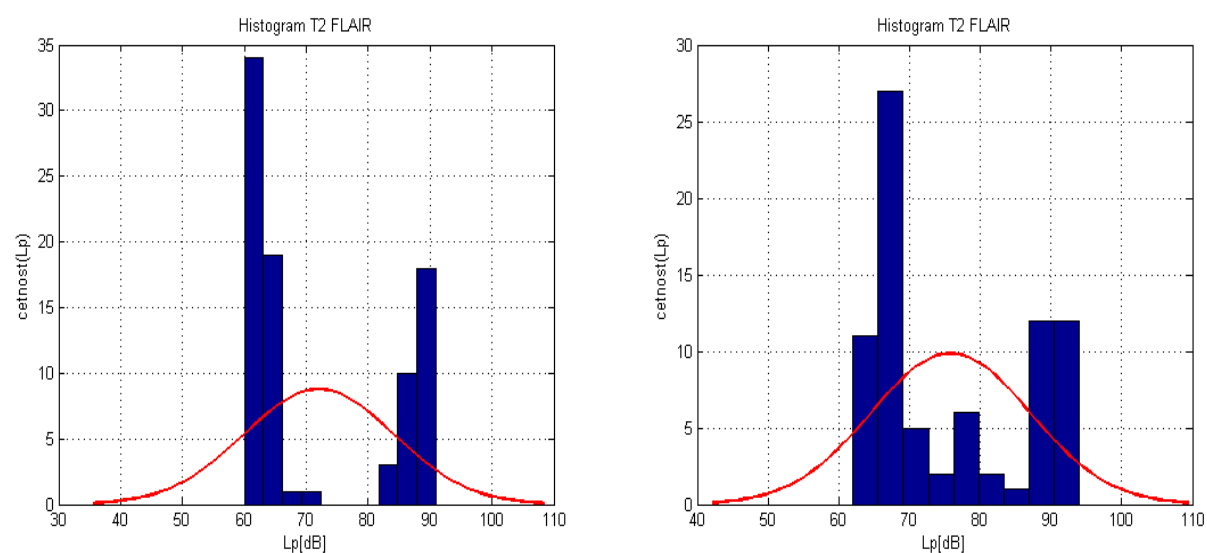
4.9. T2W FLAIR

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
T2 FLAIR	86	1,433	91	72,012	-1,8917	2,627
T2 FLAIR	78	1,3	94	75,794	1,8917	2,497
průměr	82	1,367	92,5	73,903	0	1,281

Tabulka 4. 9: Sekvence T2W FLAIR hodnoty.



Obr. 4. 17: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence T2 FLAIR.

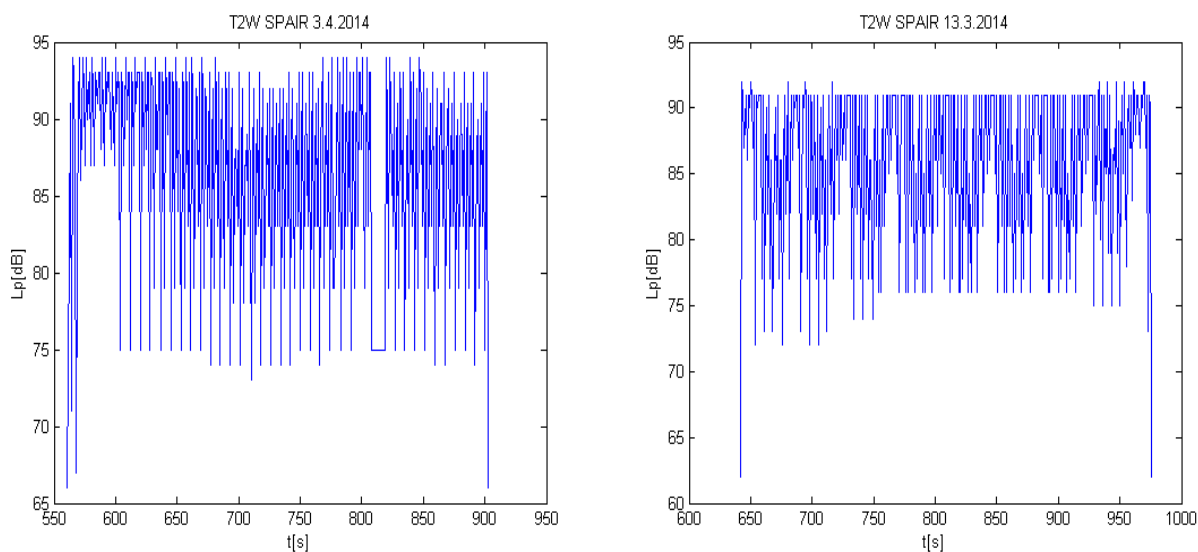


Obr. 4. 18: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2 FLAIR.

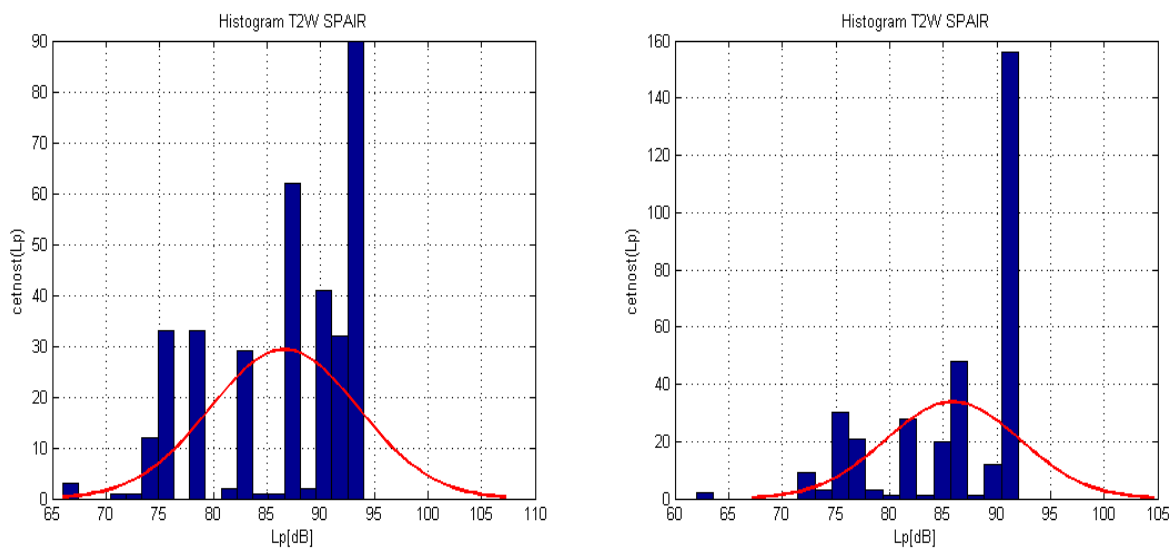
4.10. T2W SPAIR

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
T2W SPAIR	258	4,3	93	89,6202	0,748	0,834
T2W SPAIR	265	4,417	90	88,1245	-0,748	0,849
průměr	261,5	4,358	91,5	88,87235	0	0,842

Tabulka 4. 10: Sekvence T2W SPAIR hodnoty.



Obr. 4. 19: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence T2W SPAIR.

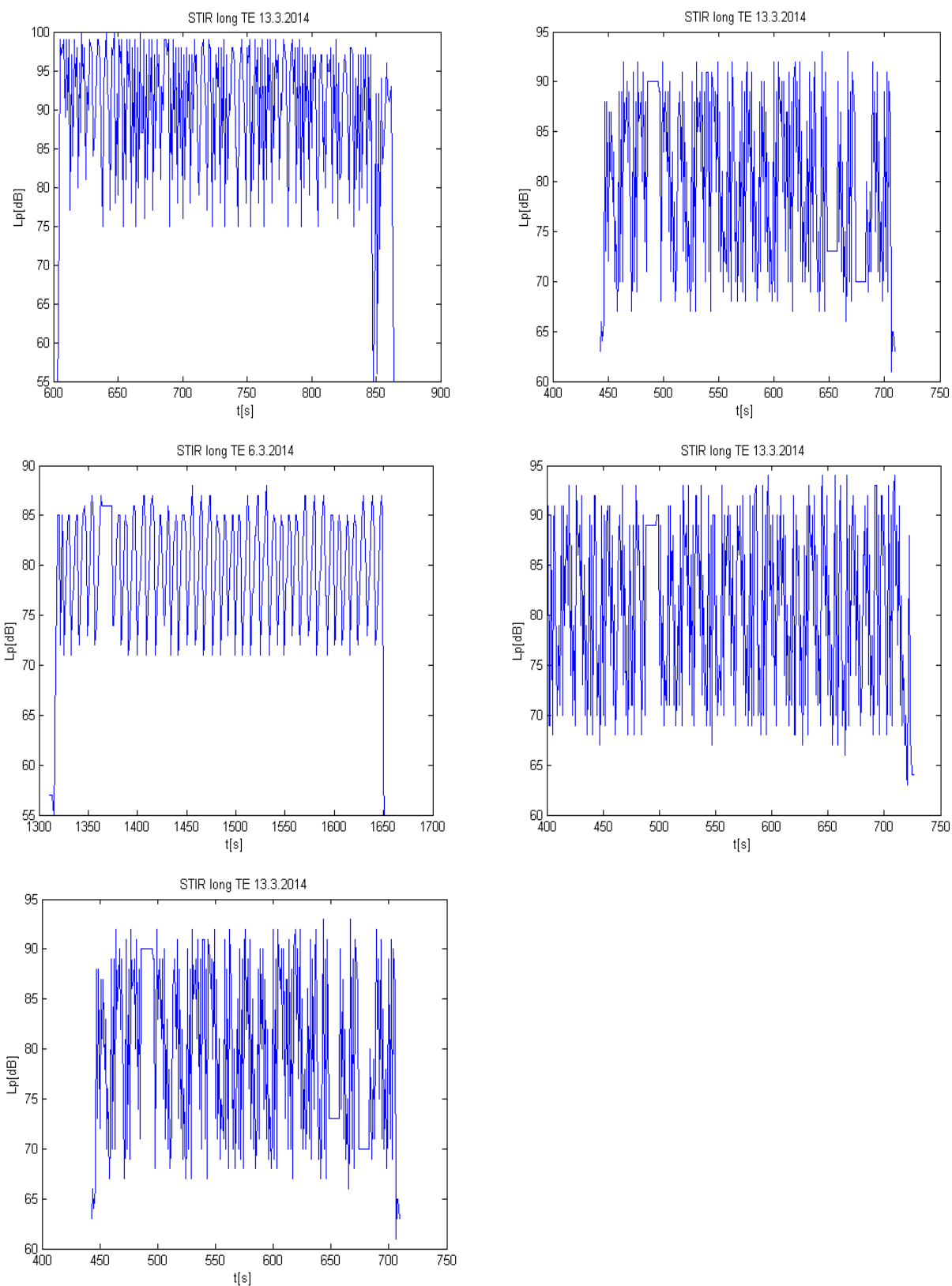


Obr. 4. 20: Histogramy hladiny akustického tlaku, T2W SPAIR.

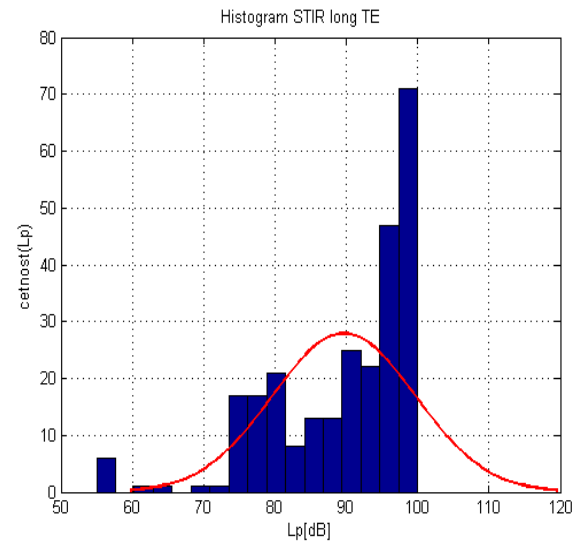
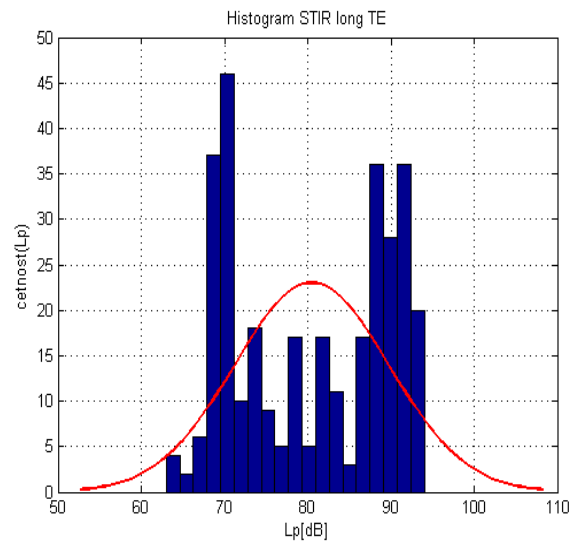
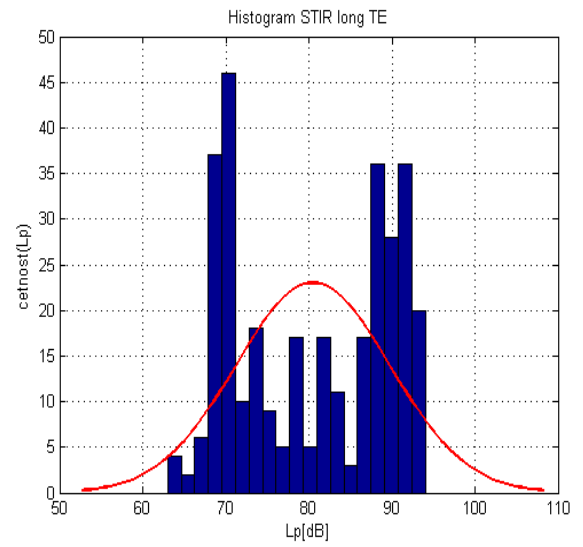
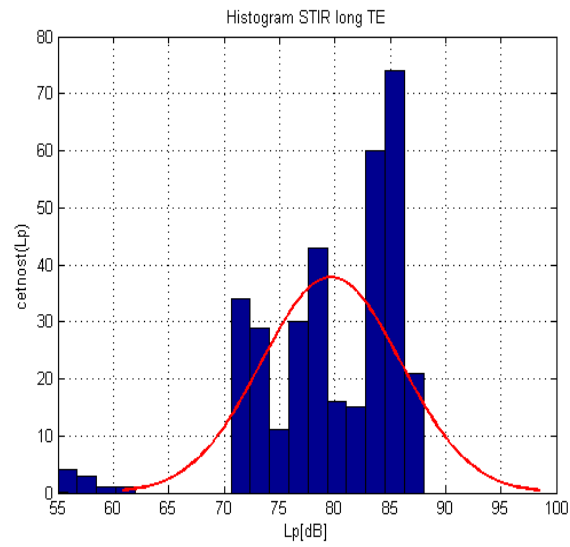
4.11. STIR long TE

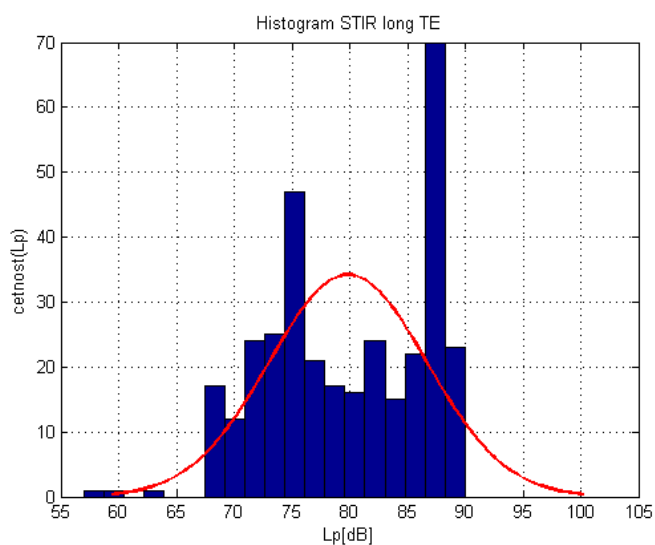
Sekvence	t[s]	t[min]	L_{pmax} [dB]	$L_{pstř}$ [dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
STIR long TE	342	5,7	88	79,664	-0,093	0,117
STIR long TE	327	5,45	94	80,483	0,726	0,902
STIR long TE	303	5,05	94	79,277	-0,244	0,308
STIR long TE	267	4,45	93	79,513	0,091	0,115
STIR long TE	336	5,6	90	79,848	0,120	0,150
průměr	393,75	6,563	91,8	79,757	0,173	0,217

Tabulka 4. 11: Sekvence STIR long TE hodnoty.



Obr. 4. 21: Grafy závislosti L_p na čase, sekvence STIR long TE.



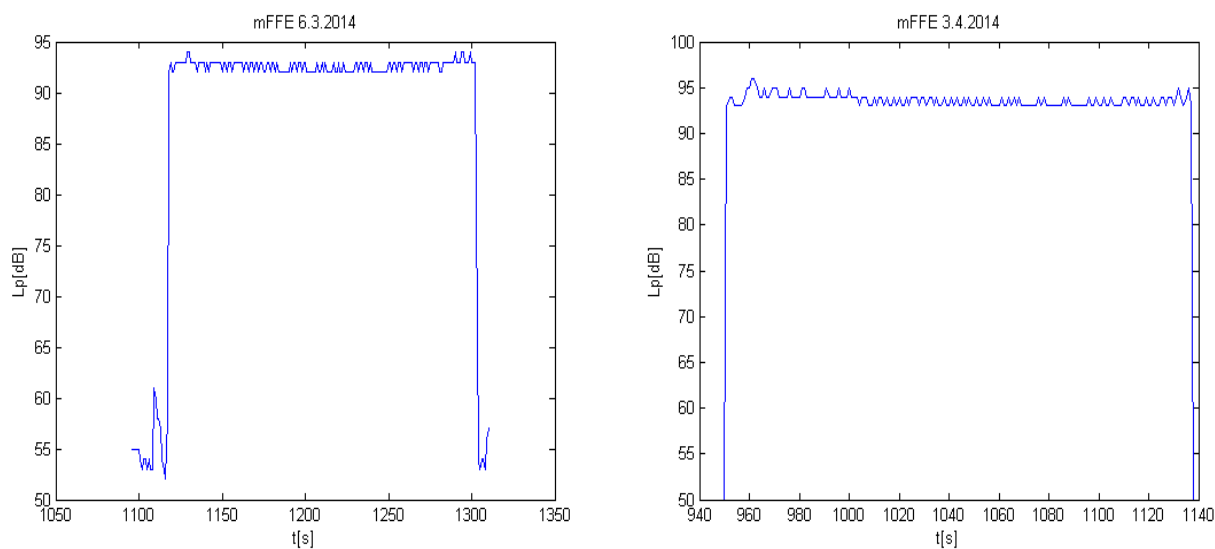


Obr. 4. 22: Histogramy hladiny akustického tlaku, STIR long TE.

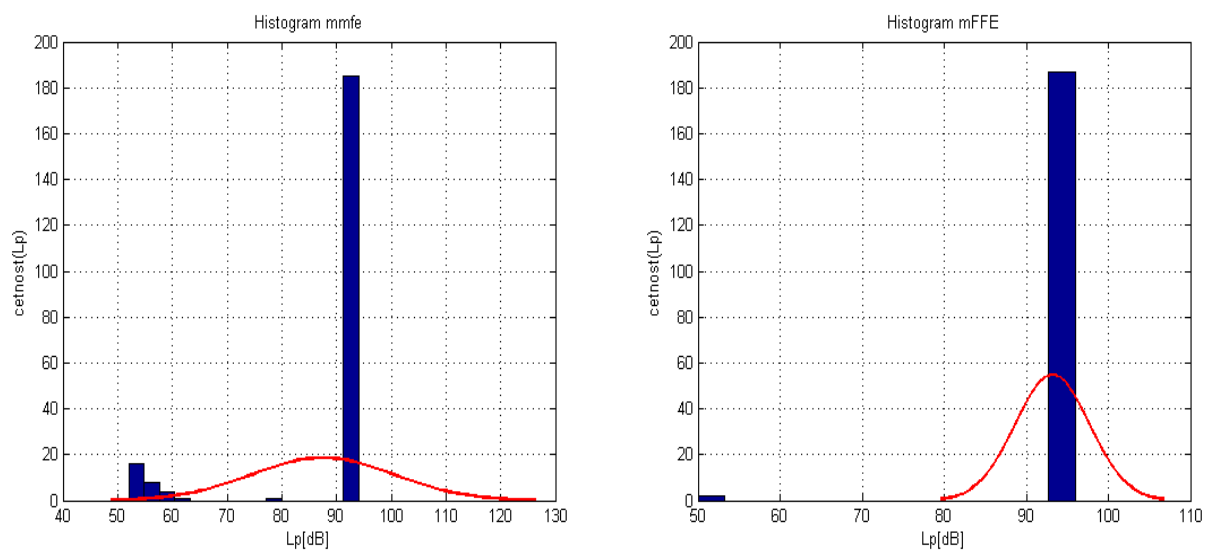
4.12. mFFE

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka
mFFE	215	3,583	94	87,502	-2,841	3,247
mFFE	189	3,15	96	93,185	2,841	3,049
průměr	202	3,367	95	90,343	0	3,148

Tabulka 4. 12: Sekvence mFFE hodnoty.



Obr. 4. 23: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence mFFE.

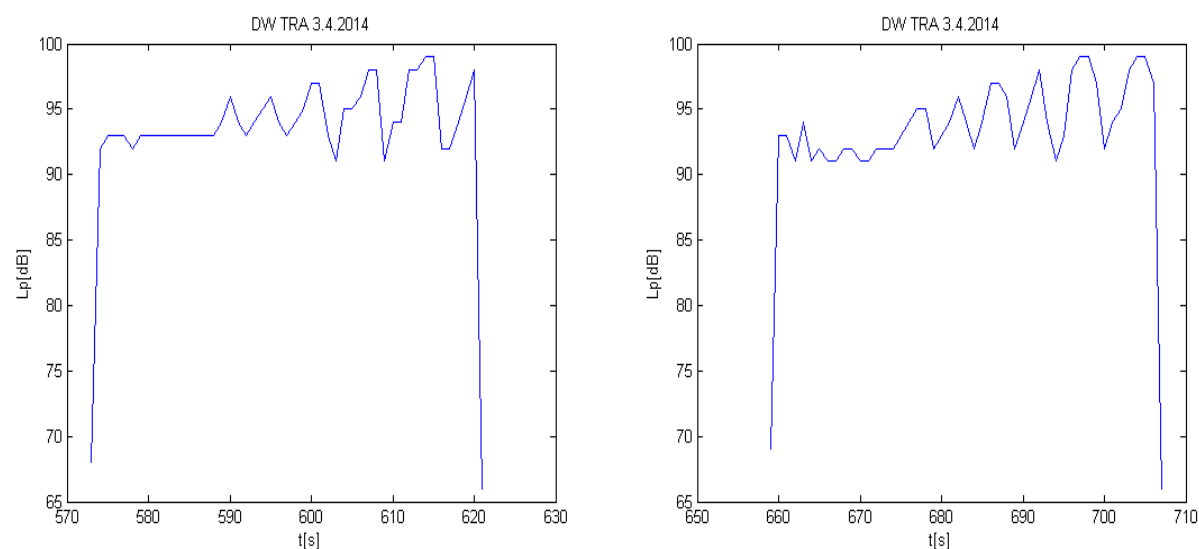


Obr. 4. 24: Histogramy hladiny akustického tlaku, mFFE.

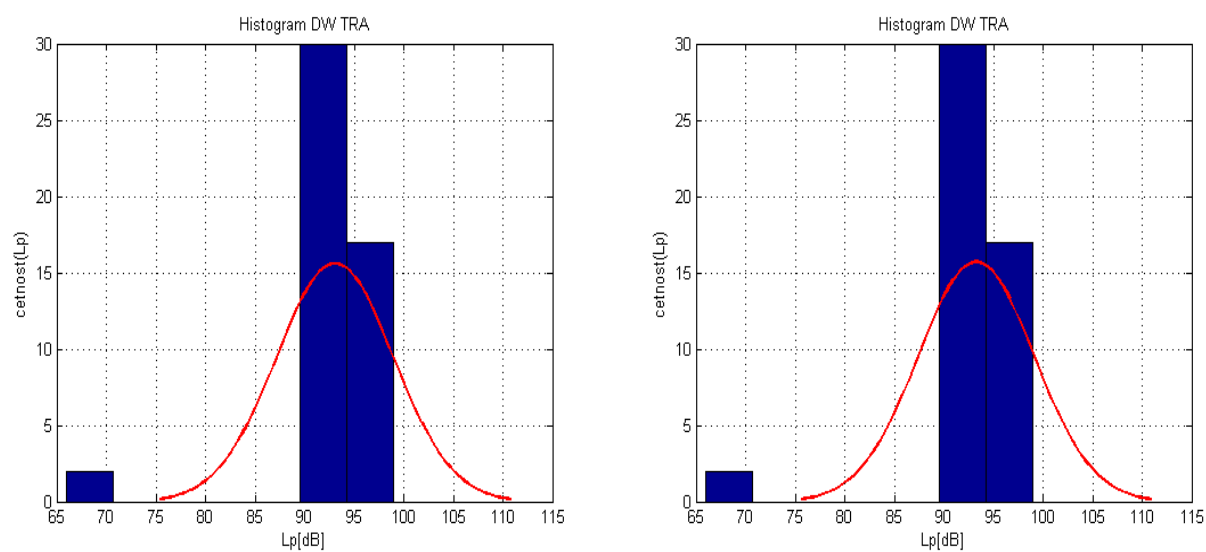
4.13. DW TRA

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
DW TRA	49	0,817	99	93,061	-0,102	0,110
DW TRA	49	0,817	99	93,265	0,102	0,109
průměr	49	0,817	99	93,163	$-7,105 \cdot 10^{-15}$	0,00012

Tabulka 4. 13: Sekvence DW TRA hodnoty.



Obr. 4. 25: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence DW TRA.

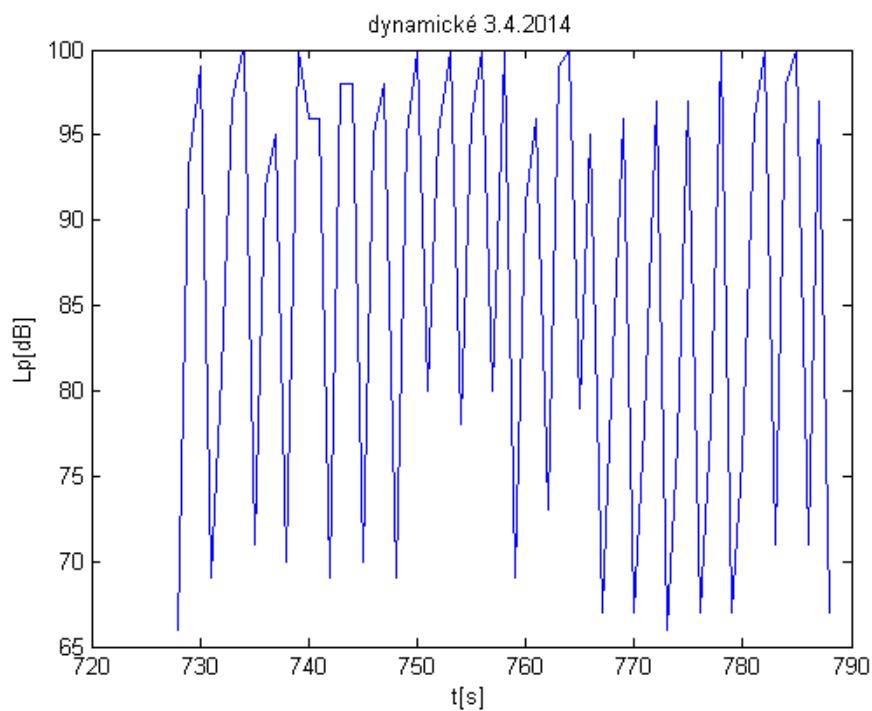


Obr. 4. 26: Histogramy hladiny akustického tlaku, DW TRA.

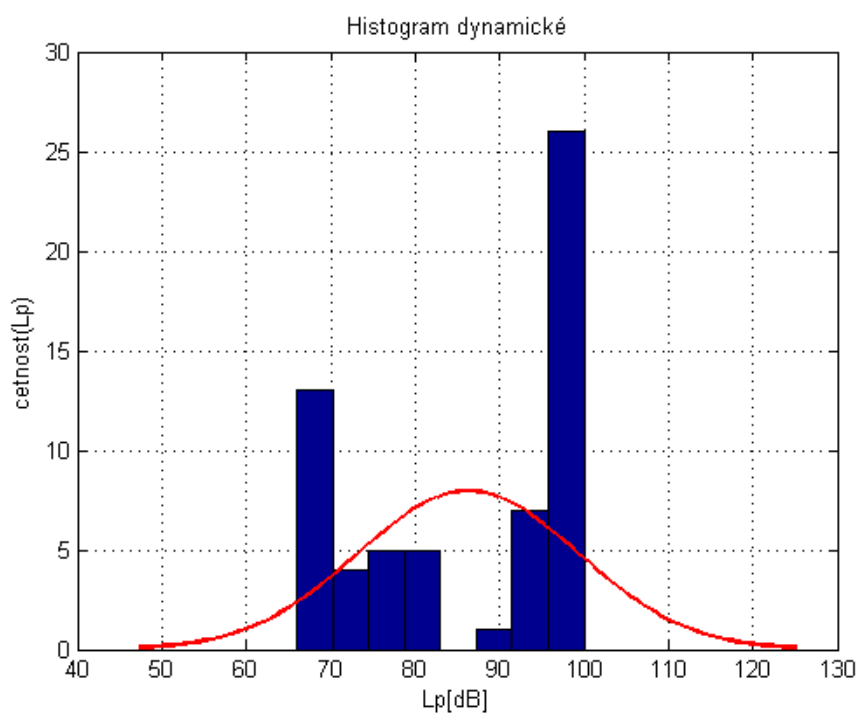
4.14. 3slice KT bTFE

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř[dB]
3 slice KT bTFE	61	1,016667	100	86,279

Tabulka 4. 14: Sekvence KT bTFE hodnoty.



Obr. 4. 27: Grafy závislosti Lp na čase, sekvence 3 slice KT bTFE.

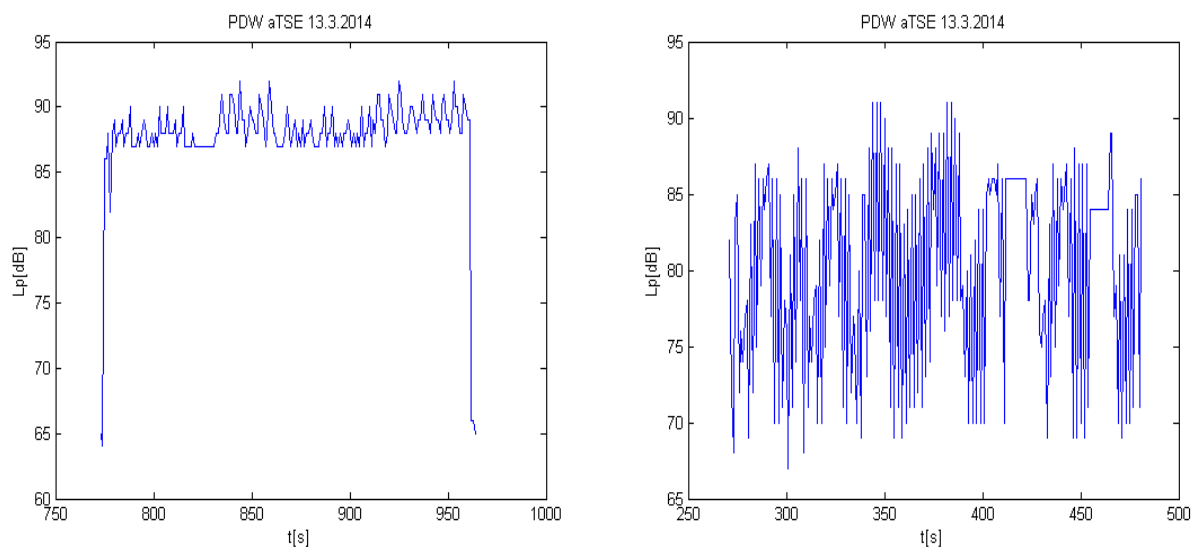


Obr. 4. 28: Histogram hladiny akustického tlaku, 3 slice KT bTFE.

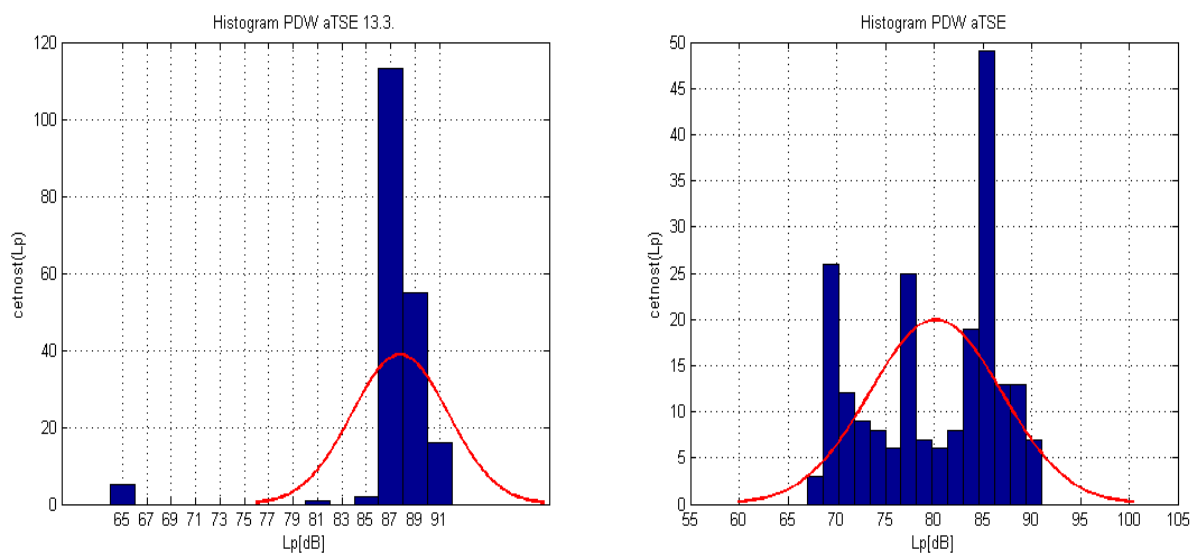
4.15. PDW aTSE

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř[dB]	abs.odchylka[dB]	rel.odchylka[%]
PDW aTSE	211	3,517	91	80,171	-3,800	4,740
PDW aTSE	192	3,2	92	87,771	3,800	4,330
průměr	201,5	3,358	91,5	83,971	0	4,535

Tabulka 4. 15: Sekvence PDW aTSE hodnoty.



Obr. 4. 29: Grafy závislosti L_p na čase, PDW aTSE.

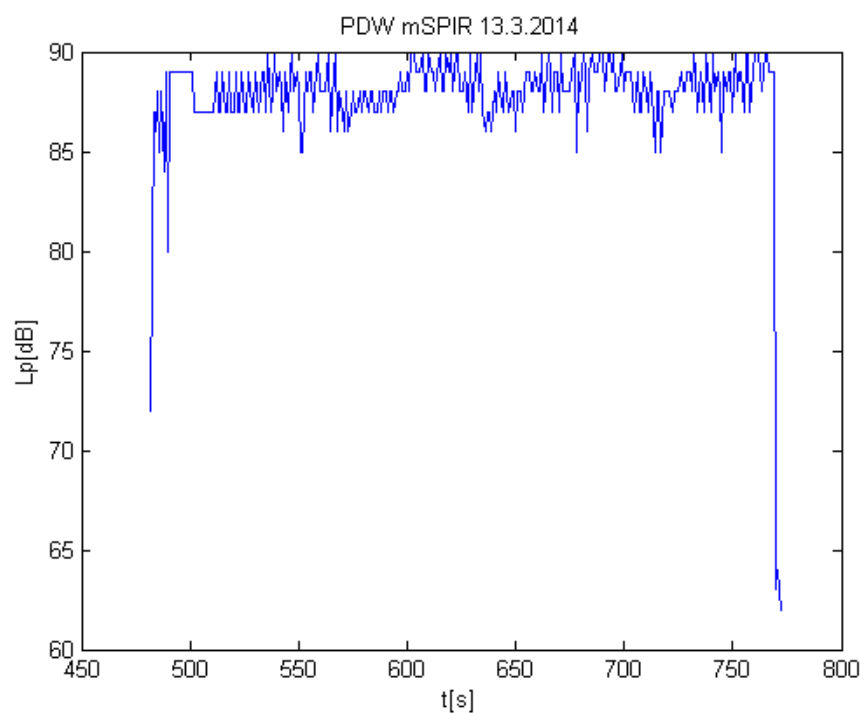


Obr. 4. 30: Histogramy hladiny akustického tlaku, PDW aTSE.

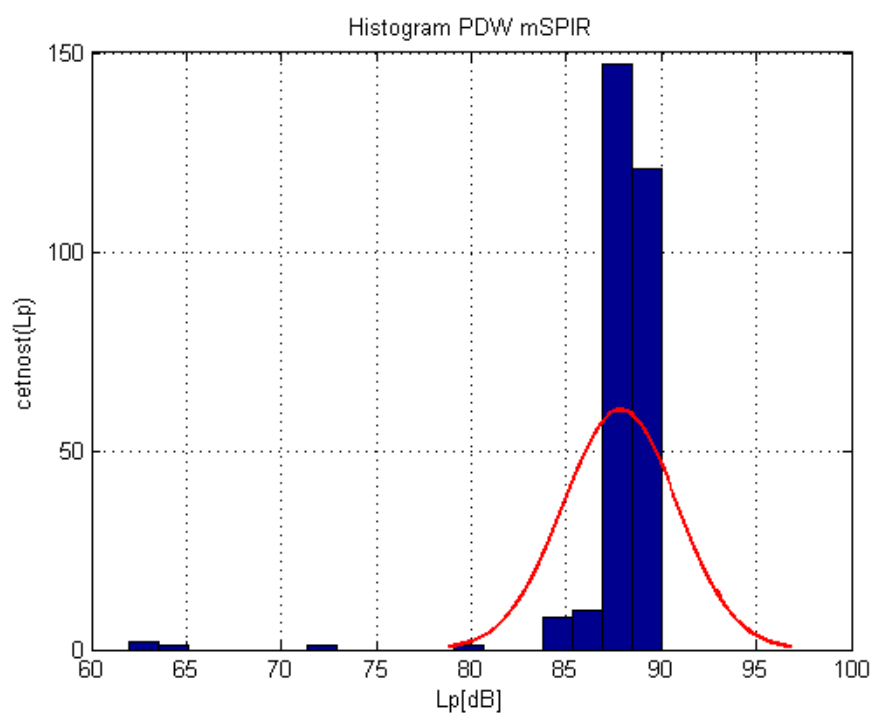
4.16. PDW mSPIR

Sekvence	t[s]	t[min]	$L_{pmax}[dB]$	$L_{pstř} [dB]$
PDW mSPIR	291	4,85	90	87,8454

Tabulka 4. 16: Sekvence PDW mSPIR hodnoty.



Obr. 4. 31: Graf závislosti L_p na čase, sekvenční PDW mSPIR.

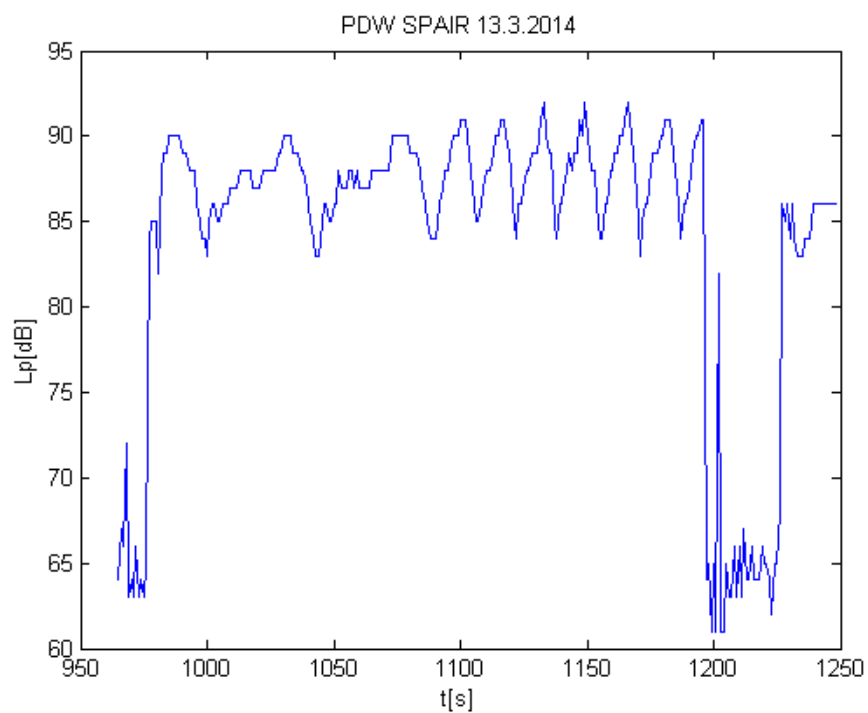


Obr. 4. 32: Histogram hladiny akustického tlaku, PDW mSPIR.

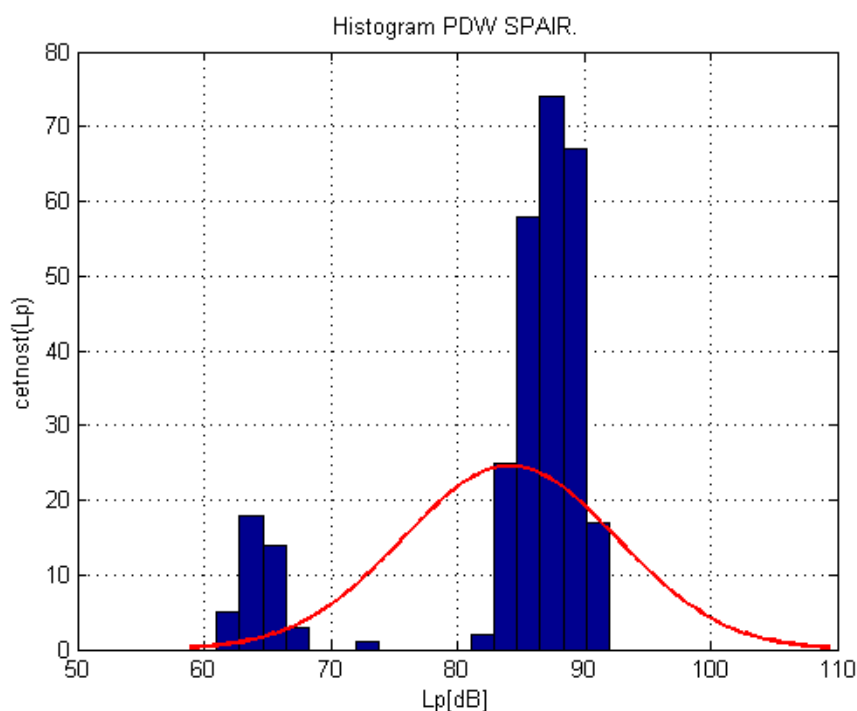
4.17. PDW SPAIR

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax[dB]	Lpstř [dB]
PDW SPAIR	284	4,733333	92	84,1549

Tabulka 4. 17: Sekvence PDW SPAIR hodnoty.



Obr. 4. 33: Graf závislosti L_p na čase, sekvence PDW SPAIR.



Obr. 4. 34: Histogram hladiny akustického tlaku, PDW SPAIR.

4.18. Shrnutí výsledků

V následující části shrneme výsledky analýzy naměřených dat. Určujícími parametry pro srovnání jsou délka trvání jednotlivé sekvence (v sekundách, minutách), maximální a střední hodnota hladiny akustického tlaku (dB). Při hodnocení negativních účinků hluku na člověka hraje roli jak délka jeho expozice nežádoucímu signálu, tak střední hodnota akustického tlaku. Jelikož některé hladiny akustického tlaku mohou škodit i při velmi krátké expozici, je dobré do hodnocení zahrnout také maximální hodnotu akustického tlaku nežádoucího signálu během jedné vyšetřovací sekvence. Měřené parametry vybraných MRI sekvencí jsou zpracovány tak, že pro každý parametr je z naměřených hodnot vypočítána střední hodnota. Pro větší přehlednost jsou tyto střední hodnoty uvedeny v tabulkách (viz Tabulka 4. 18).

Z Tabulky 4. 18 je zřejmé, že MRI vyšetřovací sekvence lze rozdělit podle jejich středních hodnot akustického tlaku na sekvence v rozmezích 70–80 dB, 80–90 dB a 90 dB–100 dB. V Kapitole 2 jsou v Tabulce 2. 1 shrnuty účinky hluku na lidský organismus. Jelikož jsou u MRI sekvencí rozsahy středních hodnot akustického tlaku 70–100 dB, existuje dle Tabulky 2. 1 potenciální riziko ohrožení dočasného nebo trvalého zhoršení sluchu (toto riziko narůstá v případě expozice bez použití ochranných pomůcek). Tímto byla ověřena nutnost preventivních ochranných opatření při MRI vyšetřeních. Nejméně hlučnou sekvencí je dle výsledků T1W SE (73,228 dB) sekvence a dále mezi méně hlučné

sekvence patří T2W FLAIR, STIR long TE a zkušební Survey sekvence. Naopak nejhlučnější vyšetřovací sekvencí je DW TRA sekvence (93,163 dB).

Délka trvání vybraných sekvencí v čase se pohybuje přibližně od 0,4 min do 6,5 min.

Sekvence	t[s]	t[min]	Lpmax [dB]	Lpstř [dB]
T1W SE	195	3,25	75	73,228
T2W FLAIR	82	1,367	92,5	73,903
Survey	37	0,608	83	78,519
STIR long TE	394	6,563	91,8	79,757
PDW aTSE	202	3,358	91,5	83,971
PDW SPAIR	284	4,733333	92	84,1549
3 slice KT bTFE	61	1,017	100	86,279
PDW mSPIR	291	4,85	90	87,8454
T2W TSE	235	3,911	91,5	87,971
Ref SNV 16	29	0,475	91,5	88,55
T1W TSE	240	3,993	93,2	88,708
T2W DRIVE	269	4,483	91,8	88,837
T2W SPAIR	262	4,358	91,5	88,872
mFFE	202	3,367	95	90,344
T2W TRA	297	4,942	93,5	90,759
DW TRA	49	0,817	99	93,146

Tabulka 4. 18: Výsledky analýzy dat.

Kapitola 5

Konfrontace naměřených hodnot s parametry udávanými výrobcem

Kapitola 5 konfrontuje naměřená a zanalyzovaná data s parametry udávanými výrobcem MR zařízení a dalšími existujícími studiemi a výzkumy, které se zabývají měřením hladiny akustického tlaku u vybraných vyšetřovacích sekvencí. Naměřené hodnoty v citovaných odborných pracích byly pořízeny na MR skenerech o stejné hodnotě magnetické indukce jako námi hodnocený MR skener Philips Achieva 1,5 T NOVA DUAL.

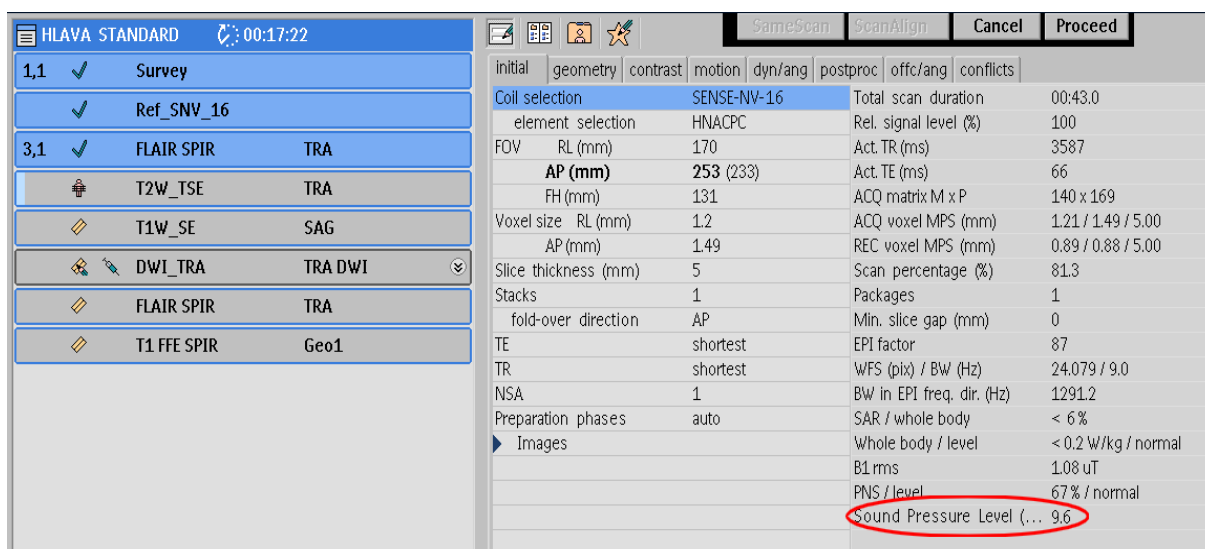
5.1. Konfrontace s výrobcem

V technické dokumentaci firmy Philips MR zařízení Achieva 1,5 T NOVA DUAL nejsou k dispozici pro srovnání hodnoty hladiny akustického tlaku pro jednotlivé vyšetřovací sekvence, v aplikačním softwaru je pouze uveden bezrozměrný parametr SPL (Sound Pressure Level). Tento parametr udává hladinu akustického tlaku s ohledem na referenční vnitřní hladinu akustického tlaku, kterou lze chápat jako standardní hlukovou úroveň celého systému. Pozitivní nebo negativní hodnoty SPL pak určují, zda je aktuální hodnota hladiny akustického tlaku nad nebo pod referenční hodnotou.

Sekvence	Lpmax [dB]	Lpstř [dB]	SPL
Survey	83	78,519	6,3
Ref SNV 16	91,5	88,55	15
T2W TSE	91,5	87,971	6,3
T1W TSE	93,2	88,708	8,9
STIR long TE	91,8	79,757	6,3
mFFE	95	90,344	15,1

Tabulka 5. 1: Hodnoty parametru SPL pro vybrané MRI sekvence.

Na Obr. 5. 1 je grafická ukázka prostředí vyšetřovacího protokolu s vyznačenou hodnotou SPL pro konkrétní sekvenci. Z protokolu lze vyčíst, které vyšetřovací sekvence již proběhly, která právě probíhá (+ stav průběhu) a které sekvence budou následovat. U právě probíhající sekvence si obsluha může zobrazit její parametry např. zobrazovanou oblast, tloušťku snímků, TE čas nebo hodnotu SPL.



Obr. 5. 1: Vyšetřovací software s uvedenou hodnotou SPL.

5.2. Konfrontace s odbornými publikacemi

Pro konfrontaci naměřených dat se studii a výzkumy zaměřenými na měření hladiny akustického tlaku byly použity články *Acoustic Noise in MRI* [22]; *Acoustic Noise in MRI* [23] a *Measurement and Evaluation of the Acoustic Noise of a 3 Tesla MR Scanner* [24]. Výsledky těchto výzkumů se vzhledem k našim naměřeným hodnotám liší v několika faktech. V každém shora uvedeném článku bylo pro měření využito jiného měřicího zařízení (hlukoměru nebo mikrofону), které bylo umístěno v různých vzdálenostech od MR skeneru. Dále bylo v každém článku měření hluku realizováno na jiném MR zařízení jiné značky (GE, Toshiba) – shodovaly se pouze ve velikosti magnetické indukce 1,5 T. Každý výrobce MR zařízení totiž vyrábí různě hlučné MR skenery. To je dáno jak jejich konstrukcí, tak použitým materiálem.

V článku [22] byla hladina akustického tlaku měřena u vybraných vyšetřovacích sekvencí MR zařízení firmy GE o magnetické indukci 1,5 T. K měření bylo využito hlukoměru CESVA model SC310, který byl umístěn na rameni radiologa během skenování. Hladiny akustického tlaku sekvencí totožných s námi naměřenými hodnotami jsou v následující Tabulce 5. 2, kde L_{max1} je maximální hladina akustického tlaku a $L_{stř1}$ střední hodnota hladiny akustického tlaku u sekvence z publikace a hodnoty L_{pmax2} a $L_{pstř2}$ námi naměřené hodnoty.

Sekvence	L_{max1} [dB]	$L_{stř1}$ [dB]článek	L_{pmax2} [dB]	$L_{pstř2}$ [dB]
T2W TSE	84	70,8	91,5	87,971
T1W SE	87,4	72,8	75	73,228
T2W FLAIR	95,6	75,1	92,5	73,903
DW TRA	87,9	76,1	99	93,146

Tabulka 5. 2: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [22].

Hodnoty hladiny akustického tlaku u vybraných sekvencí v článku jsou nižší než námi naměřené hodnoty. To mohlo být způsobeno různým způsobem záznamu dat, umístěním měřicího zařízení v jiné vzdálenosti od gantry MR skeneru, využitím jiného MR skeneru, apod.

V práci [23] byla hladina akustického tlaku měřena pomocí mikrofону Brüel&Kjær umístěného na vodním fantomu, který byl umístěn uvnitř gantry MR skeneru. Výrobce skeneru zde není uveden. Hladina akustického tlaku byla měřena především pro EPI sekvence, ale byly zde uvedeny také hodnoty akustického tlaku pro sekvenci T2W TSE a T2W FLAIR.

Sekvence	Lamax1[dB]	Lastř1[dB]článek	Lpmax2[dB]	Lpstř2[dB]
T2W TSE	96	93	91,5	87,971
T2W FLAIR	96	89	92,5	73,903

Tabulka 5. 3: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [23].

V posledním uvedeném článku [24] byla měřena hladina akustického tlaku u 3 T a 1,5 T MR skeneru. Pro naše účely se dají využít pouze hodnoty sekvencí naměřené na 1,5 T zařízení Visart Ex (firma Toshiba). Použitý mikrofón byl umístěn přímo na tělo pacienta vedle ucha.

Sekvence	Lamax1[dB]	Lastř1[dB]článek	Lpmax2[dB]	Lpstř2[dB]
T1W SE	101,8	90	75	73,228
T2W FLAIR	104,4	89,9	92,5	73,903
T2W TSE	104,2	92,2	91,5	87,971

Tabulka 5. 4: Srovnání s hladinami akustického tlaku naměřenými v článku [24].

V článcích [23] a [24] byly hodnoty hladiny akustického tlaku vyšší než námi naměřené hodnoty. To bylo pravděpodobně způsobeno umístěním mikrofónu přímo do gantry MR skeneru, dále mohly v rozdílných hodnotách hrát roli použité typy MR skenerů, použité filtry (A, C), apod.

Kapitola 6

Návrh opatření zlepšujících akustický komfort MRI vyšetření

Problematika akustického komfortu v souvislosti s vyšetřením magnetickou rezonancí je poměrně novodobým trendem. První studie se jí začaly zabývat v 90. letech minulého století. Akustický komfort lze v současnosti podle mnoha významných zahraničních studií zlepšovat prostřednictvím několika metod. Tyto metody zlepšují akustický komfort většinou jen částečně, neboť žádná z nich není prozatím schopna hluk zcela eliminovat. Většina metod je neustále zdokonalována celou řadou výzkumných týmů, které se snaží docílit největší možné eliminace nežádoucího hluku při MR vyšetřeních. Ideálním řešením problému s hlukem spojeným s MR provozem by byla redukce hluku přímo v jeho zdroji, tedy konstrukce tichého gradientního a RF systému. Smyslem této kapitoly je provést rešerši a porovnání všech dosud známých metod redukce hluku při provozu MR zařízení.

6.1. Pasivní redukce hluku

Zatím nejjednodušší, ekonomicky nejvýhodnější a nejdostupnější metodou běžně používanou v praxi představuje pasivní redukce hluku. Ta spočívá ve využití sluchátek a ucpávek zvukovodů. Ochranná sluchátka jsou konstruována tak, aby došlo k takovému útlumu hladiny akustického tlaku, který zamezí potencionální dočasnou ztrátu sluchu. Ochranná sluchátka dokážou snížit hladinu akustického tlaku o 10–30 dB, což by mohla být adekvátní hodnota útlumu zvuku pro MR prostředí.

Užívání pasivní redukce hluku s sebou bohužel nese také několik omezení. Například, tato zařízení překáží v komunikaci personálu s pacientem během vyšetření a za určitých okolností, mohou být pro pacienta nepříjemné. Dále mohou znemožnit pohyb pacientovy hlavy, při vyšetřeních, která tuto imobilizaci nevyžadují. Standardní sluchátka jsou rovněž příliš široká a pro dětské pacienty dostatečně netěsná, čímž se snižuje jejich účinnost při vyšetření.

Účinnost MR ochranných sluchátek je ovlivněna také frekvenčním rozsahem nežádoucího zvuku. Pohybuje-li se frekvence akustického signálu nad 1000 Hz, je utlumen přibližně o 30 dB. Při nižších frekvencích okolo 250 Hz, je nežádoucí akustický signál utlumen pouze o 10 dB. Většina hluku generovaného MR zařízením při provozu má frekvenci okolo 250 Hz a signál je tedy sluchátky utlumen o 10 dB, což z ochranných sluchátek tvoří nekompletní řešení problému s hlukem generovaným MR zařízením. [17]



Obr. 6. 1: Pasivní ochrana proti hluku.

6.2. „Tiché“ MRI sekvence

Majoritní vliv na úroveň hluku má specifikace signálu v konkrétním skenovacím protokolu, a to dokonce větší než samotná struktura MR systému. Další možností, jak redukovat hluk generovaný při provozu MR zařízení je tedy optimalizace výběru zobrazovacích parametrů (např. volba SE sekvence před GRE sekvencí) nebo použití sekvence se sníženými parametry gradientu (časem vzestupu a amplitudou).

Na základě tohoto poznatku Skare et al [26] vytvořili „tichou“ sekvenci a definovali tzv. „tišící faktor“ (quietness factor – QF). QF je poměr času vzestupu modifikované sekvence a času vzestupu původní sekvence. Např. je-li QF rovno 6, dojde k útlumu hladiny akustického tlaku o 20 dB.

$$QF = \frac{RT_m}{RT_s} \quad (6.1.)$$

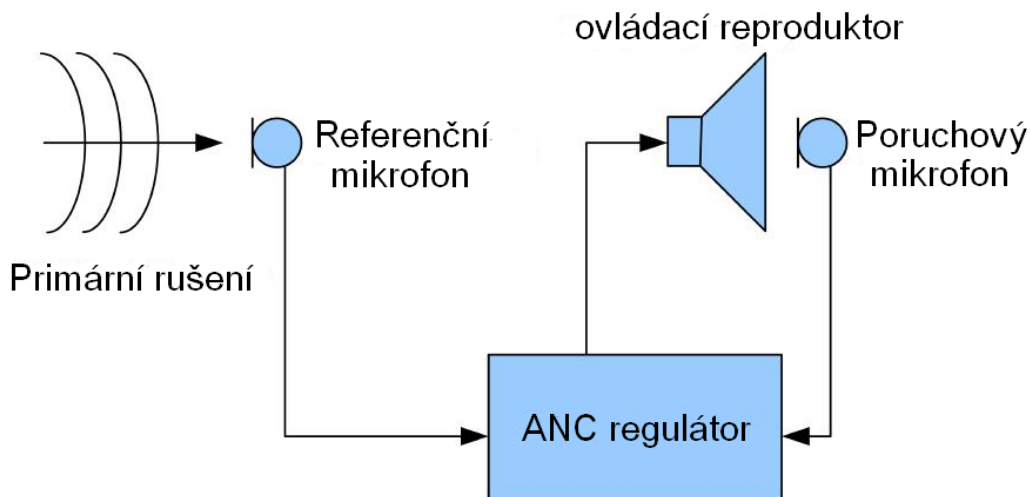
Kde: RT_m je čas vzestupu modifikované sekvence
 RT_s je čas vzestupu původní sekvence

Optimalizací výběru zobrazovacích parametrů se ovšem prodlouží čas TE a rovněž celý čas vyšetření. Úroveň hluku se tedy sníží (pokles cca 20 dB) na úkor rychlosti vyšetření. [17]

6.3. Aktivní redukce hluku

Velmi značné redukce úrovně hluku při MR vyšetření bylo dosaženo pomocí implementace aktivní kancelační (ANC – Acoustic Noise Controlled) techniky do již existujícího audiosystému. Vlivem

interakce hluku z konkrétního zdroje s akustickým signálem o opačné fázi dojde ke vzniku tzv. destruktivní interference. V místě, kde dochází k destruktivní interferenci, vzniká „tichá zóna“. Většinu ANC zařízení tvoří kombinace aktivního systému a ochranných sluchátek. Pomocí této metody lze snížit hladinu akustického tlaku o 15–20 dB. [17][18][19]



Obr. 6. 2: Jednoduché blokové schéma ANC zařízení. Přepřavováno podle [25]

Pokroky v processingu digitálních signálů umožnily rozvoj efektivní aktivní kontroly úrovně hluku s velmi uživatelsky příznivou cenou. ANC systém obsahuje následující čtyři základní komponenty:

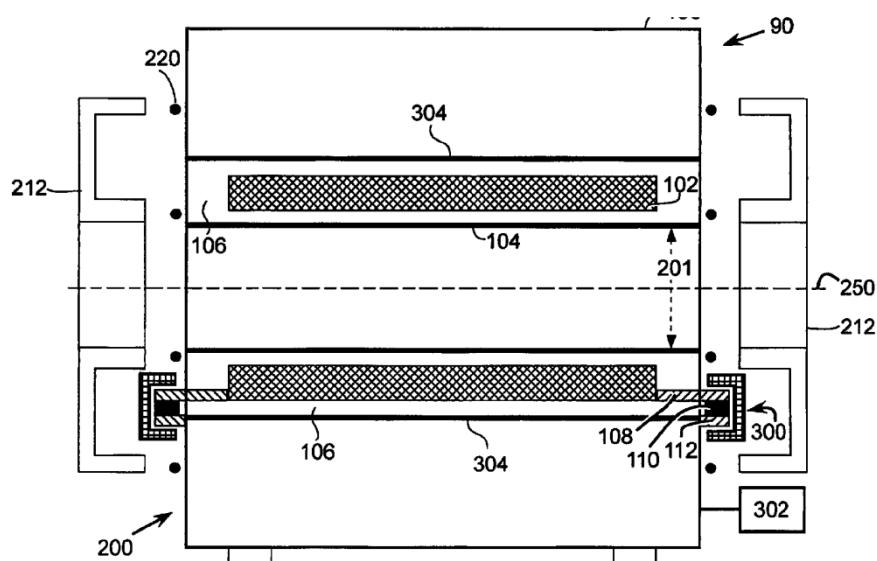
- Fyzikální systém, který chceme regulovat (sluchátka a vzduch v nich).
- Senzory – senzory vibrací, mikrofony nebo další zařízení, která snímají nežádoucí akustický signál a monitorují, jak dobře řídicí systém pracuje pomocí měření zbývajícího nežádoucího signálu poruchovým mikrofonom.
- Akční členy – zařízení, která fyzicky konají práci = vytváří změnu odpovědi regulovaného systému, např. reproduktory.
- Regulátor – signálový procesor, který řídí akční členy (reproduktory). Přijímá informace ze senzorů a na základě přijatých dat vysílá příkazy akčním členům. [18]

Nejnovější ANC systémy umožňují regulaci hladiny akustického tlaku v reálném čase, jedná se o tzv. adaptivní ANC systémy.

6.4. „Tiché“ gradientní cívky

Redukce hluku přímo v gradientních cívkách je nejlepším možným řešením akustického komfortu MR modalit. Aby se docílilo tíženého efektu, musí být vinutí gradientní cívky zkonstruováno tak, aby byly všechny Lorentzovy síly, které se v cívkách během skenování tvoří, kompenzovány ve středu cívků

(každá síla je kompenzována jinou silou o stejné velikosti). Cívka v tomto případě funguje jako harmonický oscilátor a je těsně spojena s další cívkou o stejné hmotnosti a ohebnosti. Kompenzace Lorentzových sil probíhá v těch částech gradientní cívky, která je vystavena homogennímu magnetickému poli. Většina segmentů gradientní cívky se ovšem nachází v nehomogenním poli. I přesto lze dosáhnout snížení hladiny akustického tlaku až o 40 dB. Při aplikaci tohoto protihlukového opatření se bohužel nevyhneme zásahům do MR zařízení, zejména při implementaci do stávajícího zdravotnického provozu. Toto řešení je však ekonomicky velmi nákladné.



Obr. 6. 3: Příklad konstrukce MR zařízení s kompenzací Lorentzových sil. Převzato z [20]

6.5. Metoda pasivních cívek

Materiálové vlastnosti gradientní cívky rovněž ovlivňují úroveň generovaného hluku. Například větší tuhost cívky snižuje mechanické vibrace a s nimi spojený hluk. Tuhost materiálu závisí na jeho vlastnostech a proporcích. Mechanické vibrace mohou být také utlumeny izolací mezi gradientní cívkou a zbytkem MR zařízení. Jako izolant se může využít např. vakuum, nebo guma. Tato metoda není příliš používaná především proto, že je velice nákladná, přičemž hladinu akustického tlaku sníží pouze o 3 dB.

6.6. Srovnání uvedených metod

Metody redukce hluku jsou různě účinné a finančně náročné. V Tabulce 6. 1 jsou shrnuty útlumy hluku při MR vyšetření pomocí všech zmíněných metod. Z tabulky vyplývá, že nejúčinnější metodou útlumu hluku při MR vyšetření je metoda „tichých“ gradientních cívek. Tu však není možné implementovat do již stávajících MR skenerů a vyžaduje zakoupení nového MR zařízení. Druhou nejúčinnější

nější a ekonomicky příznivější metodu představují ANC systémy s útlumem hladiny akustického tlaku o 15–20 dB. ANC systémy jsou přístupnější a lze je použít i u stávajících MR zařízení. Naopak nejméně účinnou metodou s velkými implementačními náklady je metoda využití izolační výplně gradientních cívek, tzv. metoda pasivních cívek. Při této metodě dochází k redukci hluku pouze o 3 dB

metoda redukce hluku	útlum L_p [dB]
pasivní redukce hluku	10–30
"tiché" sekvence	15
ANC	15–20
"tiché" gradientní cívky	40
pasivní gradientní cívky	3

Tabulka 6. 1:Srovnání útlumu L_p metodami redukce hluku.

Závěr

Bakalářská práce se zabývá akustickým komfortem MRI modalit a možnostmi jeho zlepšení. V práci jsou popsány zdroje a příčiny vzniku hluku při MR vyšetřeních. Teoretická část se věnuje základním fyzikálním principům magnetické rezonance, konstrukčnímu řešení MR skeneru a základům akustiky. V praktické části byly měřeny hodnoty hladiny akustického tlaku u šestnácti vybraných MR vyšetřovacích sekvencí. Měření bylo realizováno na Oddělení intervenční radiologie v nemocnici Trinec Podlesí, a. s. Měření bylo provedeno hlukoměrem Greisinger typ GSH 8922 a měřené hodnoty byly zaznamenávány a ukládány pomocí specializovaného softwaru GSOF 8922. Z naměřených dat byly vykresleny grafy závislosti hladiny akustického tlaku na čase a histogramy hladin akustického tlaku pro vybrané sekvence. Pro každou MR sekvenci byla určena maximální a střední hodnota akustického tlaku, aby mohla být posouzena jejich hlučnost.

Analýzou naměřených dat byly zjištěny průměrné hodnoty hladin akustického tlaku v rozmezí 70–100 dB. Nejhluchnější MR sekvence je u konkrétního typu MR skeneru DW TRA s hodnotou střední hladiny akustického tlaku 93,146 dB. Nejméně hlučná sekvence T1W SE se střední hodnotou akustického tlaku 73,228 dB. Ke změnám vegetativních reakcí lidského organismu dochází již při expozici hluku o hladině akustického tlaku nad 65 dB. Jelikož hluk vydávaný MR zařízením tuto hodnotu překračuje, existuje potenciální riziko dočasného nebo trvalého poškození sluchu.

Naměřená data byla konfrontována s hodnotami udávanými výrobcem a odbornými publikacemi zabývajícími se měřením hluku u vybraných MRI sekvencí. Výsledky našeho měření a naměřených hodnot uvedených v publikacích se od sebe lišily o 10 až 20 dB, což bylo pravděpodobně způsobeno využitím různé měřicí techniky, která byla umístěna v různých vzdálenostech od gantry MR zařízení, jiným typem MR skeneru, použitím jiného typu filtru, apod.

Dalším bodem zadání bakalářské práce byl návrh možností na zlepšení akustického komfortu MR vyšetření. Bylo navrženo a srovnáno celkem pět metod redukce hluku, a to pasivní redukcí hluku (ochranné sluchátka, ucpávky zvukovodů), „tichými“ sekvencemi, aktivní redukcí hluku (destruktivní interferencí), „tichými“ gradientními cívkami a pasivními gradientními cívkami. Nejúčinnější, ale také nejnákladnější metodu představuje konstrukce „tiché“ gradientní cívky s možností redukce hluku až o 40 dB. Naopak nejméně efektivní metodou je metoda pasivních gradientních cívek, která redukuje hluk pouze o 3 dB. Do budoucna se jako perspektivní jeví metoda aktivní redukce hluku, která kombinuje pasivní ochranu s aktivními prvky. Tato metoda je svým použitím velmi výhodná, jelikož není nutné zasahovat do samotného MR skeneru, ale dochází k pouze k vylepšení konstrukce ochranných sluchátek tak, aby

Použitá literatura

- [1] VÁLEK, Vlastimil a Jan ŽIŽKA. *Moderní diagnostické metody: III. díl Magnetická rezonance*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1996, 43 s. ISBN 80-701-3225-6.
- [2] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN 80-247-1152
- [3] AUGUSTYNEK, Martin. *Přístrojová zdravotnická technika II.: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2011, 191, [17] s. ISBN 978-80-248-2446-8. -4.
- [4] SEDLÁŘ, Martin. MASARYKOVA UNIVERZITA, Lékařská fakulta, Biofyzikální ústav. *Magnetická rezonance* [online]. 87 s. [cit. 23.9.2013]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/nutricienispecialista/MRI_2011_Sedlar.pdf
- [5] JOSEPH P. HORNAK. *The Basics of MRI* [online]. [cit. 2013-09-23]. Dostupné z: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>
- [6] Výukový portál 1.lékařské fakulty Univerzity Karlovy v Praze: Základy magnetické rezonance - MR technika. [online]. [cit. 2013-09-23]. Dostupné z: <https://el.lf1.cuni.cz/p54285386/>
- [7] ALJ., Edited by Peter Reimer ... [et]. *Clinical MR imaging: a practical approach*. 3rd ed. Heidelberg: Springer, 2010. ISBN 978-354-0745-013
- [8] BRYJOVÁ, Iveta. *Principy a metody moderní medicínské diagnostiky*. Opava, 2007. Bakalářská práce. Slezská Univerzita v Opavě. Vedoucí práce RNDr. Stanislav Hledík Ph.D.
- [9] BROWN, Mark A a Richard C SEMELKA. *MRI: basic principles and applications*. 4th ed. Wiley-Blackwell/John Wiley. ISBN 04-705-0098-0.
- [10] BY DOMINIK WEISHAUPT, Victor D. *How Does MRI Work? An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2006. ISBN 978-354-0378-457.
- [11] ŠABATKA, Zdeněk. Klasická elektrodynamika - Experimenty: Faradayova klec. [online]. [cit. 2013-11-5]. Dostupné z: http://kdf.mff.cuni.cz/vyuka/elektrodynamika/doku.php?id=experimenty:faradayova_klec
- [12] NOVÝ, Richard. *Hluk a chvění*. Vyd. 3. V Praze: České vysoké učení technické, 2009, 400 s. ISBN 978-80-01-04347-9.

-
- [13] KULHÁNKOVÁ, Eva. *Monitorování hluku ve vnitřním prostoru školy*. Opava, 2011. Bakalářská práce. Slezská univerzita v Opavě. Vedoucí práce Ing. Miroslav Vala, CSc.
- [14] LEPIL, Oldřich. *Fyzika pro gymnázia: Mechanické kmitání a vlnění*. Praha: Prometheus, 1994, 135 s. ISBN 80-901-6196-0.
- [15] ČSN01 1600. *Akustika - Terminologie*. 2003.
- [16] Česká republika. Nařízení vlády: "o ochraně zdraví před nepříznivými vlivy hluku a vibrací". In: 272/2011. 2011. Dostupné z: http://www.khszlin.cz/hok_soubory/148-2006.pdf
- [17] MCJURY, Mark a Frank G. SHELLOCK. Auditory Noise Associated With MR Procedures: A Review. [online]. 2000, s. 9 [cit. 2014-01-19]. DOI: 10.1002/1522-2586(200007)12:1<37::AID-JMRI5>3.0.CO. Dostupné z: [http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-2586\(200007\)12:1%3C37::AID-JMRI5%3E3.0.CO;2-I/abstract;jsessionid=3F3E248C824B8F61F9F2475A09C78625.f02t03](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1522-2586(200007)12:1%3C37::AID-JMRI5%3E3.0.CO;2-I/abstract;jsessionid=3F3E248C824B8F61F9F2475A09C78625.f02t03)
- [18] TRISTANTO, Suko Badus. Active Noise Control: Wiping Up Unwanted Sound. In: [online]. Indonésie, 2010 [cit. 2014-04-01]. Dostupné z: <http://fisitech.wordpress.com/2010/07/06/active-noise-control-wiping-up-unwanted-sound/>
- [19] KUMAMOTO, Masafumi, Masahiro KIDA, Ryotaro HIRAYAKAMA a Yoshinobu KAJIKAWA. Active Noise Control System for Reducing MR Noise. s. 8.
- [20] EDELSTEIN, William A. *Active Vibration Compensation for MRI Gradient Coil Support to Reduce Acoustic Noise in MRI Scanners* [patent]. USA. US, 6 894 498 B2. Uděleno 17.5. 2005.
- [21] SCHAUER, Pavel. *Kinematika hmotného bodu*. Brno, 2007. Dostupné z: http://fyzika.fce.vutbr.cz/doc/vyuka_schauer/kinematika_hmotneho_bodu.pdf. Doplňkový text. VUT Brno.
- [22] TAVARES, Ó.M.D.C., H. SIMÕES, J.F. Castro COSTA a E.G. CANTANTE. Acoustic Noise in MRI. DOI: 10.1594/ecr2014/B-0894. Dostupné z: http://postereng.netkey.at/esr/viewing/index.php?module=viewing_poster&pi=121127
- [23] AHONEN, DI Jukka, DI Mika HANSKI a PELTONEN. Acoustic Noise in MRI. 2012. Dostupné z: <file:///H:/Acoustic%20noise%20in%20MRI%20-%20Aalto%20University.htm>
- [24] HATTORI, Yoko, Hiroshi FUKATSU a Takeo ISHIGAKI. Measurement and Evaluation of the Acoustic Noise of a 3 Tesla MR Scanner. 2007. Dostupné z: http://www.med.nagoya-u.ac.jp/medlib/nagoya_j_med_sci/6912/p023-028.pdf

-
- [25] ŽIARAN, Stanislav. *Ochrana človeka pred kmitaním a hlukom*. 1. vyd. Bratislava: Slovenská technická univerzita, 2008, 264 s. Edícia vysokoškolských učebníc. ISBN 978-80-227-2799-0.
- [26] SKARE, S., B. NORDELL a C. JAKOBEEUS. An incubator and 'quiet' pulse sequences for MRI examination of premature neonates. 1996.